



пермский
политех

РОССИЙСКИЙ ЖУРНАЛ БИОМЕХАНИКИ

№ 3, 2026

RUSSIAN JOURNAL OF BIOMECHANICS

<https://ered.pstu.ru/index.php/rjb>



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2026.3.07

УДК: 531/534: [57+61]

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ БИОМЕХАНИКИ ПРИ ПРОТЕЗИРОВАНИИ ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ КОНСТРУКЦИЕЙ С ОПОРОЙ НА ЧЕТЫРЕ ИМПЛАНТАТА ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ СЦЕНАРИЕВ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ НАГРУЗКИ

Е.А. Садовченко¹, Е.М. Черновол^{2,3}, М.А. Жмайло¹, А.И. Боровков¹

¹ Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, Санкт-Петербург, Российская Федерация

² Северо-Западный государственный медицинский университет имени И. И. Мечникова, Санкт-Петербург, Российская Федерация

³ Научно-производственный комплекс «АРТ Стомус», Ленинградская область, Российская Федерация

О СТАТЬЕ

Получена:
Одобрена:
Принята к публикации:

Ключевые слова:

конечно-элементное моделирование, биомеханика, дентальная ортопедия, протезирование, дентальные имплантаты, компьютерная томография, костная ткань, нижняя челюсть, балка, абатмент, винт

АННОТАЦИЯ

В работе представлен сравнительный биомеханический анализ имплантационной системы с опорой на четыре имплантата при использовании российских дентальных имплантатов линеек *A2 Classic* и *A2 Rock*, отличающихся размерами и формой. Цель исследования – определить рациональную конфигурацию системы, обеспечивающую минимальные напряжения в костной ткани нижней челюсти при физиологических нагрузках. Всего рассмотрено восемь различных сценариев нагружения, имитирующих жевательные усилия. Максимальные напряжения в костной ткани возникают при действии распределенной нагрузки, характеризующей полное окклюзионное сжатие по всей длине нижней челюсти (№ 6), и локальной задней нагрузки, имитирующей жевательное усилие в области дистальных имплантатов (№ 8). Установлено, что применение имплантатов линейки *A2 Rock* снижает уровень напряжений в костной ткани по сравнению с другими рассмотренными конфигурациями. Наиболее нагруженными элементами имплантационной системы являются мультиюниты и протезная балка, однако максимальные напряжения в них не превышают предела текучести титанового сплава, что подтверждает умеренный уровень механической нагрузки. В то же время геометрические различия имплантатов практически не влияют на напряженно-деформированное состояние самой имплантационной системы.

Введение

Несмотря на широкое внедрение лечебно-профилактических программ, распространенность заболеваний полости рта остается высокой. Это особенно актуально для пациентов среднего и пожилого возраста,

у которых поражение твердых тканей зуба и пародонта может привести к частичной или полной адентии [1]. Для восстановления функционально-эстетических параметров зубочелюстной системы применяется протезирование с опорой на имплантаты [2–4].

Наиболее сложной задачей в планировании лечения

© Садовченко Екатерина Алексеевна – инженер, e-mail: sadovchenko.e@compmechlab.ru  0009-0006-2851-3408

© Черновол Елизавета Михайловна – к.м.н, ассистент, медицинский директор, e-mail: clinic@stomus.ru  0009-0008-1044-6360

© Жмайло Михаил Александрович – ведущий инженер, e-mail: zhmaylo@compmechlab.com  0000-0002-7575-2958

© Боровков Алексей Иванович – директор ПИШ, e-mail: borovkov@compmechlab.com  0000-0003-3177-0959



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

являются случаи полной адентии. Алгоритм принятия решений включает как выбор типа ортопедической конструкции (FP1, FP2, FP3, RP4, RP5), так и определение необходимого количества опор. К наиболее распространенным протоколам относятся конструкции с опорой на четыре или шесть имплантатов (рис. 1).

Для пациентов с полной потерей зубов изготовление конструкции с опорой на четыре имплантата [5–9] предполагает установку имплантатов в переднем отделе зубного ряда. При этом два медиальных имплантата устанавливаются перпендикулярно окклюзионной плоскости, а два дистальных – под углом 30–45 градусов. Альтернативным вариантом является протезирование с опорой на шесть имплантатов [10–13]. Конструкция фиксируется на шести опорах, равномерно распределенных вдоль зубной дуги и установленных перпендикулярно окклюзионной плоскости. Согласно данным ряда исследований, такой подход позволяет добиться более равномерного распределения жевательной нагрузки и повысить долгосрочную стабильность протеза [14; 15].

Для лучшего понимания общих принципов распределения нагрузки в конструкциях с опорой на четыре и шесть имплантатов может быть использован метод конечных элементов [16; 17], позволяющий неинвазивным путем определить напряженно-деформированное состояние компонентов модели. Данный подход дает возможность создать персонализированную анатомическую модель челюсти пациента, приложить к ней реалистичные нагрузки и количественно оценить возникающие напряжения [18–24].

Жевательная нагрузка в челюсти распределяется неравномерно, что обусловлено анатомическими и функциональными особенностями зубочелюстной системы. В частности, согласно исследованиям [25–27], максимальные напряжения в конструкции протеза с опорой на четыре имплантата возникают при приложении нагрузки в области дистальных имплантатов. Также в литературе можно найти сравнение конструкций с разным количеством опорных имплантатов [28–32]. Результаты показывают, что увеличение количества

имплантатов способствует более равномерному распределению нагрузки, что, в свою очередь, снижает уровень напряжений в костной ткани.

Актуальным направлением исследований является анализ прочности конструкции в зависимости от типа опорных ортопедических компонентов, применяемых при имплантации. Так, например, соединение типа «локатор» между имплантатом и протезом является более предпочтительным по сравнению с шаровидным креплением [33], поскольку при одинаковой нагрузке оно приводит к возникновению меньших напряжений как в конструкции протеза, так и в костной ткани. В ряде работ исследуется зависимость напряжений, возникающих в костной ткани, от длины и диаметра используемых имплантатов [34; 35].

Кроме того, проводятся исследования по анализу напряженно-деформированного состояния имплантатов в зависимости от материала, из которого они изготовлены [36]. Установлено, что имплантаты, изготовленные из циркония, демонстрируют значительно меньшие деформации по сравнению с имплантатами из титана и РЕЕК.

Также интересен анализ напряжений в костной ткани в зависимости от угла наклона дистальных имплантатов в конструкциях, имеющих четыре опоры [37–39]. При этом рост напряжений на границе «кость – имплантат» пропорционален увеличению угла наклона дистальных имплантатов.

В данной работе проводится сравнительный механический анализ различных конструкций с опорой на четыре имплантата. В качестве имплантационной системы используется система A2 (АРТ «Стомус», Россия) [40]. С помощью метода конечных элементов исследуется напряженно-деформированное состояние костной ткани нижней челюсти и компонентов ортопедической конструкции в зависимости от типа используемых имплантатов и условий нагружения. Цель исследования – определить рациональную с биомеханической точки зрения конструкцию, обеспечивающую возникновение минимальных напряжений в костной ткани.



Рис. 1. Примеры ортопедических конструкций, изготавливаемых при полной потере зубов, с опорой: а – на четыре имплантата, б – на шесть имплантатов

Материалы и методы

Объем исследования

В рамках данной работы рассматривается возможность изготовления ортопедических конструкций с опорой на четыре имплантата с использованием системы дентальных имплантатов *A2* («АРТ Стомус», Россия) [40]. Исследование проводится для линеек имплантатов

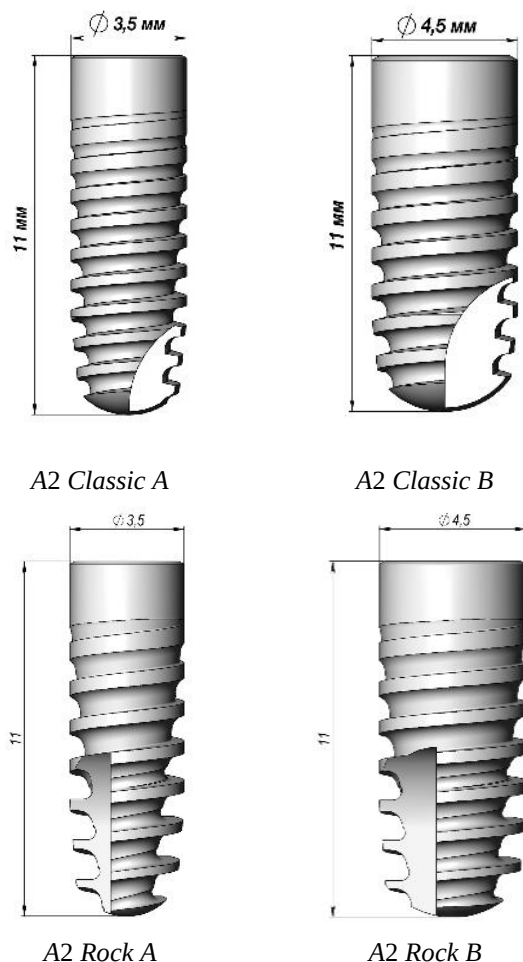


Рис. 2. Рассматриваемые конфигурации имплантатов



Рис. 3. Пространственная геометрическая модель нижней челюсти

A2 Classic и *A2 Rock*, отличающихся дизайном резьбы. Также внутри каждой линейки имплантаты дополнительно подразделяются на типы *A* и *B* (рис. 2). Диаметр имплантата типа *A* составляет 3,5 мм, типа *B* – 4,5 мм. В исследовании для всех моделей используются имплантаты длиной 11 мм. Все указанные типы имплантатов могут быть установлены как в медиальной, так и дистальной области челюсти.

Таким образом, в исследовании рассматриваются четыре различные геометрические конфигурации имплантационной системы *A2*.

Построение геометрических моделей

Расстановка имплантатов проводится в беззубую нижнюю челюсть. Трехмерная геометрическая модель нижней челюсти разработана на основе срезов компьютерной томографии (КТ) пациента с использованием методов цифровой обработки изображений. На начальном этапе в результате сегментации результатов КТ получена сеточная модель нижней челюсти, включающая кортикальный и спонгиозный слой костной ткани. Затем с помощью системы *Autodesk Meshmixer* выполнены операции по устранению различных дефектов сеточной геометрии: сглаживание поверхностей, заполнение незамкнутых границ, упрощение сетки, удаление несвязанных частей и самопересечений. В результате проделанных операций построена геометрическая модель нижней челюсти, представленная на рис. 3.

Проведено проектирование ортопедической конструкции с опорой на четыре имплантата. Конструкция является модульной и состоит из отдельных компонентов, каждый из которых выполняет определенную функцию. Основу данной системы составляют дентальные имплантаты, которые служат искусственными корнями, обеспечивающими стабильность всей конструкции в костной ткани челюсти. Ключевым связующим звеном между имплантатами и супраструктурой являются мультиюниты. Эти промежуточные детали обеспечивают возможность угловой коррекции наклона имплантатов для создания единой плоскости фиксации протеза. Конструктивно мультиюниты имеют шестигранный шлиц и внутренний канал под фиксирующий винт. Механическое соединение и надежная фиксация мультиюнита к телу имплантата обеспечиваются резьбовым соединением. Завершающим элементом системы является балка, которая служит несущим каркасом, объединяющим четыре имплантата в единую жесткую систему. Балка обеспечивает более равномерное распределение жевательной нагрузки, а также служит основой для фиксации базиса с искусственными зубами. Все основные компоненты имплантационной системы представлены на рис. 4.

Построение итоговых сборок для дальнейшего моделирования проводится в программных комплексах *ANSYS SpaceClaim* и *Altair SimLab*. При помощи булевых операций в поверхностной сетке нижней челюсти

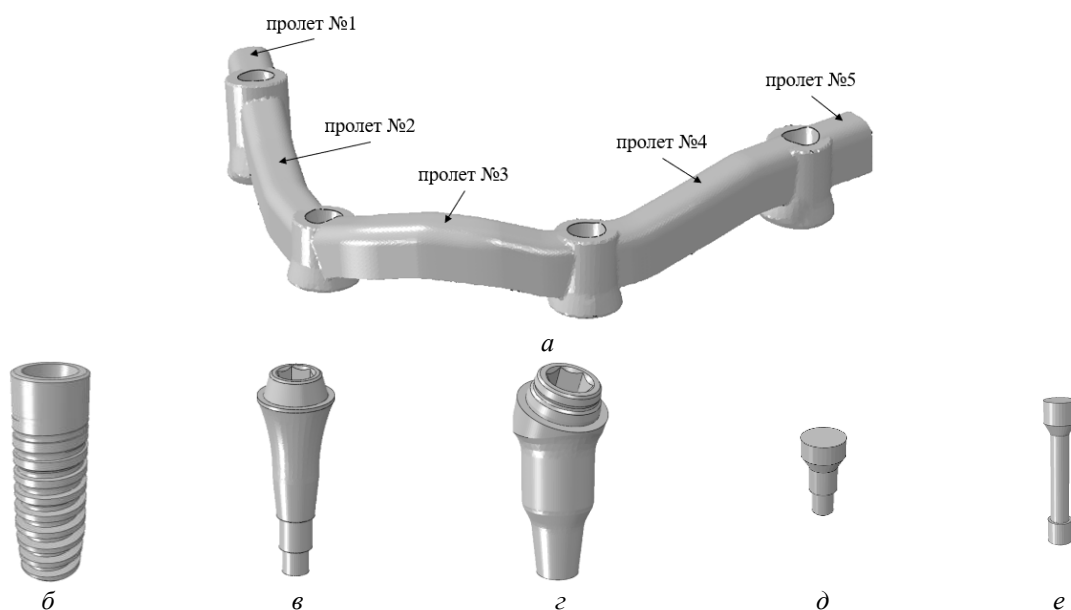


Рис. 4. Компоненты ортопедической конструкции: *а* – балка, *б* – имплантат, *в* – однокомпонентный (прямой) мультиюнит, *г* – двухкомпонентный (угловой) мультиюнит, *д* – винт, *е* – дополнительный винт для боковых имплантатов

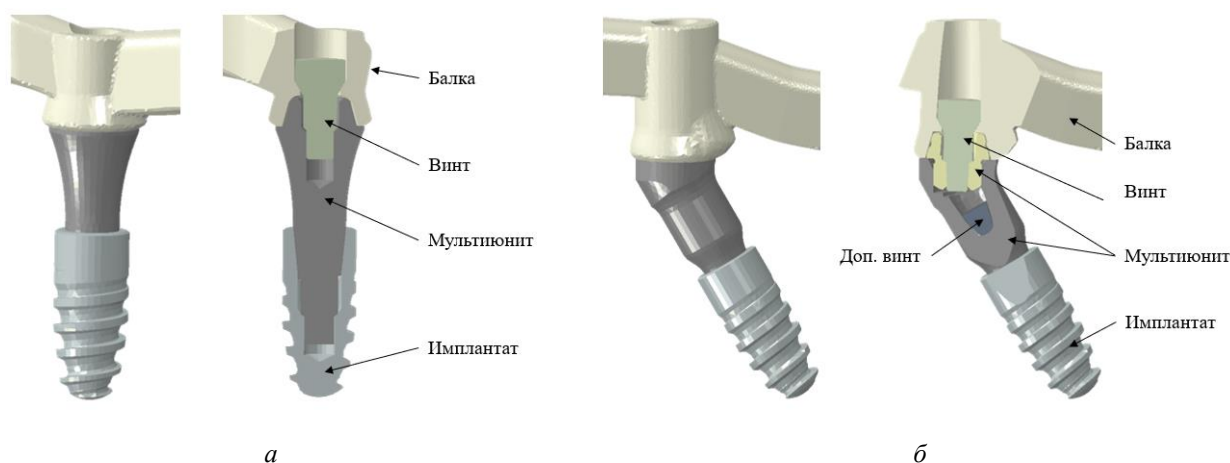


Рис. 5. Геометрическая сборка: *а* – для медиальных имплантатов, *б* – для дистальных имплантатов

формируются ложа под имплантаты и мультиюниты. Позиционирование имплантационной системы относительно костной структуры нижней челюсти выполнено хирургами-имплантологами [41].

В исследуемой ортопедической конструкции два медиальных имплантата устанавливаются в переднем отделе челюсти, где кость обычно более плотная и объемная, вертикально, в то время как дистальные имплантаты вводятся в кость под углом $30\text{--}45^\circ$. Угловая установка имплантатов позволяет избежать повреждения важных анатомических структур, таких как нижнечелюстной нерв, а также эффективно использовать остаточный объем костной ткани, даже в случае значительной резорбции в боковых отделах.

Конструкция промежуточных опорных элементов (мультиюнитов) отличается в зависимости от расположения имплантатов (рис. 5). Для медиальных имплантатов

используются однокомпонентные (прямые) мультиюниты, которые фиксируются в имплантате с помощью резьбы. Балка, в свою очередь, фиксируется к мультиюниту винтом. В случае расположения имплантатов под углом для компенсации наклона используются двухкомпонентные (угловые) мультиюниты. Нижняя часть углового мультиюнита крепится к имплантату дополнительным винтом, а верхняя соединяется с ней с помощью резьбы. Как в случае прямых, так и в случае угловых мультиюнитов балка фиксируется к мультиюниту винтом.

Итоговый вид геометрической модели после установки ортопедической конструкции на четырех имплантатах представлен на рис. 6.

Во всех исследуемых конфигурациях вне зависимости от типа и линейки имплантатов используются одинаковые стандартные мультиюниты и фиксирующие винты.

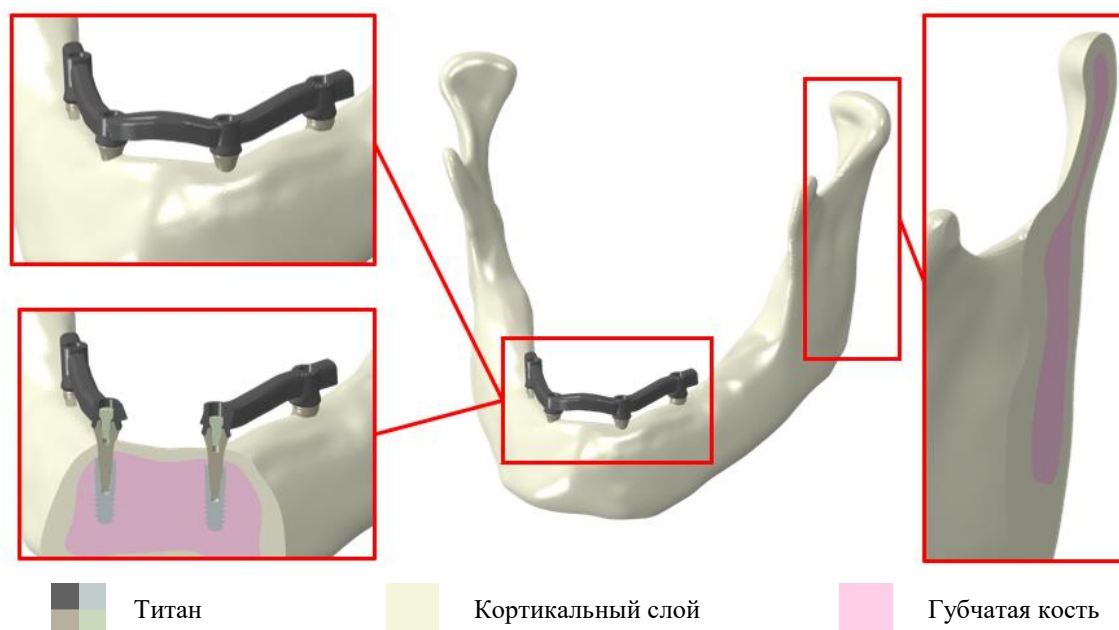


Рис. 6. Геометрическая сборка и распределение материалов в модели (A2 Classic A)

Таблица 1

Физико-механические свойства материалов

Материал	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона	Допустимые напряжения, МПа
Кортикальная костная ткань [42,43]	13,7	0,3	100
Губчатая костная ткань [42,43]	1,37	0,3	5-10
Титан Grade 4	115	0,35	500

Свойства материалов

В настоящем исследовании все рассматриваемые материалы являются изотропными и однородными (рис. 6). В структуре кости выделены кортикальный слой и губчатое вещество. Элементы имплантационной системы A2 выполнены из титана. Физико-механические свойства рассматриваемых материалов представлены в табл. 1.

Под допустимыми напряжениями в табл. 1 подразумевается предел текучести материала при растяжении. Поскольку термин «предел текучести» применительно к костной ткани не является общепринятым в биомеханических исследованиях, для упрощения восприятия в настоящей работе использован более общий термин «допустимые напряжения».

Конечно-элементное разбиение

Для построения конечно-элементных сеток костной ткани (рис. 7, а) и элементов имплантационной системы (рис. 7, б) используются инструменты программного комплекса Altair Simlab.

В рамках настоящей работы анализ сеточной сходимости не выполнялся, однако выбор размера и типа конечных элементов базировался на результатах, полученных в предшествующих исследованиях [17; 44; 45]. Такой выбор обусловлен стремлением сохранить баланс

между достоверностью результатов и вычислительной сложностью задачи.

В поверхностных слоях, являющихся важными с точки зрения анализа, построена детализированная сетка с характерным размером элементов около 0,1 мм. В областях, удаленных от мест приложения нагрузок и граничных условий, использована более грубая и укрупненная сетка. Данный подход позволяет минимизировать общее количество степеней свободы в конечно-элементной модели. Количество элементов, образующих типичную конечно-элементную сетку рассматриваемой системы, составило примерно 3,7 млн, а узлов – 785 тыс.

Взаимодействие компонентов

В моделях предполагается отсутствие относительных перемещений и деформаций на границе сопряжения между контактирующими компонентами. При этом на границе «кость–имплантаты», «кость – мультиюниты» данное условие описывает состояние полной остеоинтеграции, тогда как для остальных узлов соединения («имплантаты – мультиюниты», «винты – имплантаты», «винты – мультиюниты», «балка – мультиюниты с винтами») данное допущение принято в рамках идеализации расчетной модели.

Целевой поверхностью назначена имплантационная система, контактной – костная ткань, что обусловлено

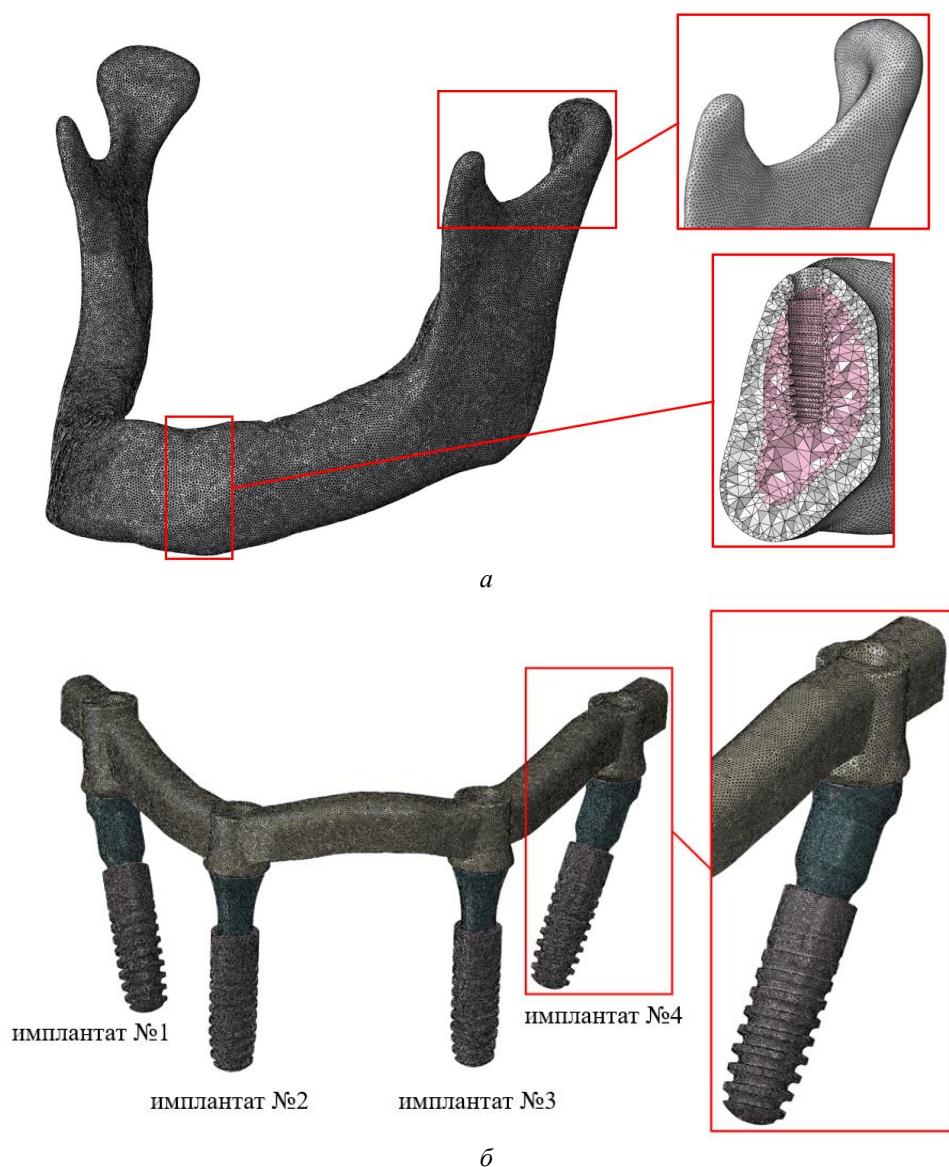


Рис. 7. Конечно-элементная сетка: *а* – костной ткани, *б* – имплантационной системы A2

ее меньшей жесткостью по сравнению с титановыми имплантатами. Основные контактные пары представлены на рис. 8

Нагрузки и граничные условия

В данной работе рассматриваются различные сценарии нагружения системы. Ветви нижней челюсти и завершающие их мышечковый и венечный отростки считаются полностью фиксированными по всем трансляционным степеням свободы через кинематическую связь, что имитирует фиксацию нижней челюсти (рис. 9, д).

К ортопедической конструкции с опорой на четыре имплантата приложены статические нагрузки, охватывающие основные типы функциональных воздействий на нижнюю челюсть [37]. Всего реализовано восемь сценариев нагружения, представленных в табл. 2 и на рис. 9. Система нумерации имплантатов и пролетов

между ними поясняется на рис. 4, *а* и 7, *б*.

Проведение расчетов

Все расчеты выполнены с использованием программного комплекса *Abaqus* на рабочих станциях, оснащенных процессорами *Intel Xeon Silver 4210R* (2,4 ГГц). Задача решалась в геометрически нелинейной постановке (*NLGEOM = ON*), в конечных перемещениях, что обеспечивает соответствие математической модели реальным физическим процессам. При данной настройке используется формулировка *Updated Lagrangian* с обновлением геометрии конечно-элементной модели на каждом шаге решения, а в качестве мер напряженно-деформированного состояния – истинные напряжения Коши и логарифмические деформации. Среднее время выполнения одного расчетного случая составляет около часа.

Сценарии нагружения

№	Сценарий нагружения	Описание
1	Сосредоточенная окклюзионная нагрузка	Вертикальная нагрузка величиной 200 Н, приложенная к пролету балки № 1
2	Сосредоточенная окклюзионная нагрузка	Вертикальная нагрузка величиной 200 Н, приложенная к пролету балки № 2
3	Сосредоточенная окклюзионная нагрузка	Вертикальная нагрузка величиной 200 Н, приложенная к пролету балки № 3
4	Сосредоточенная окклюзионная нагрузка	Вертикальная нагрузка величиной 200 Н, приложенная к пролету балки № 4
5	Сосредоточенная окклюзионная нагрузка	Вертикальная нагрузка величиной 200 Н, приложенная к пролету балки № 5
6	Распределенная окклюзионная нагрузка	Равномерно распределенная вертикальная нагрузка общей величиной 800 Н, приложенная ко всем пролетам балки одновременно
7	Боковое горизонтальное усилие	Сила величиной 90 Н, приложенная горизонтально в небном направлении в области правого центрального клыка
8	Задняя окклюзионная нагрузка	Вертикальная сила величиной 200 Н, приложенная одновременно к двум дистальным пролетам балки для имитации жевательного давления в области крайних имплантатов

Результаты

В рамках анализа результатов рассматривается напряженно-деформированное состояние (НДС) элементов ортопедической конструкции с опорой на четыре имплантата и костной ткани нижней челюсти человека в зависимости от геометрии резьбы, диаметра опорных имплантатов и сценариев нагружения. Обработка результатов осуществляется отдельно для каждого из компонентов имплантационной системы, а также кортикальной и губчатой костной ткани. Оценка НДС основывается на анализе распределений эквивалентных напряжений по Мизесу. Чем выше уровень возникающих напряжений, тем выше риск разрушения конструкции и костной ткани.

В связи с большим количеством расчетных случаев в первую очередь приведен подробный анализ результатов системы на базе имплантатов *A2 Classic (A11)*. Для данной модели выявлено наиболее критичное механическое состояние среди всех полученных. Далее выполнен сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния в зависимости от линейки и типа используемых имплантатов.

Для наглядности отображения результатов для всех рассмотренных компонентов модели установлена единая легенда. На цветовой шкале результатов белый и синий оттенки соответствуют областям с минимальными значениями напряжений, тогда как красный и темно-серый указывают на зоны с максимальными напряжениями.

Стоит отметить, что приведенные далее в работе выводы являются достаточно общими, но, в то же время, могут не быть универсальными и применимыми в произвольном случае. Причина этого состоит в том, что, хотя рассматриваемая модель, включающая челюсть пациента и ортодонтические конструкции, и является

репрезентативной, она все же является неким частным сочетанием костных структур и конструкций.

Анализ напряженно-деформированного состояния модели в ортопедической конструкции с опорой на четыре имплантата *A2 Classic (A11)*

Поля эквивалентных напряжений по Мизесу, возникающих в компонентах модели, приведены для шести смоделированных сценариев нагружения (за исключением № 4 и № 5). Сценарии № 4 и № 5 исключены из визуализации, поскольку, в силу симметрии прикладываемых нагрузок относительно сагиттальной плоскости челюсти, картины напряжений в них зеркально повторяют распределения, полученные для сценариев № 1 и №2 соответственно. На рис. 10 и 11 показаны распределения напряжений, возникающих в челюстной кости, в зависимости от сценария нагружения.

Анализ распределения напряжений в кортикальном слое челюстной кости в зависимости от шага нагружения показывает, что максимальные значения наблюдаются при действии распределенной окклюзионной нагрузки (№ 6) и локализуются в области отверстий под имплантаты. Также в рамках данного сценария имеет место наиболее выраженное увеличение области повышенных напряжений, распространяющееся от периимплантных областей по всему телу челюсти в направлении мышечкового и венечного отростков. При действии локальной нагрузки на различные пролеты балки (№ 1–5) максимальные напряжения локализуются у отверстий под имплантаты, расположенных ближе всего к зоне приложения нагрузки. Так в случае действия силы на пролете № 1 максимальные напряжения возникают у отверстия под имплантат № 1, а при смещении нагрузки на пролет № 2 охватывают отверстия под имплантаты № 1 и № 2.

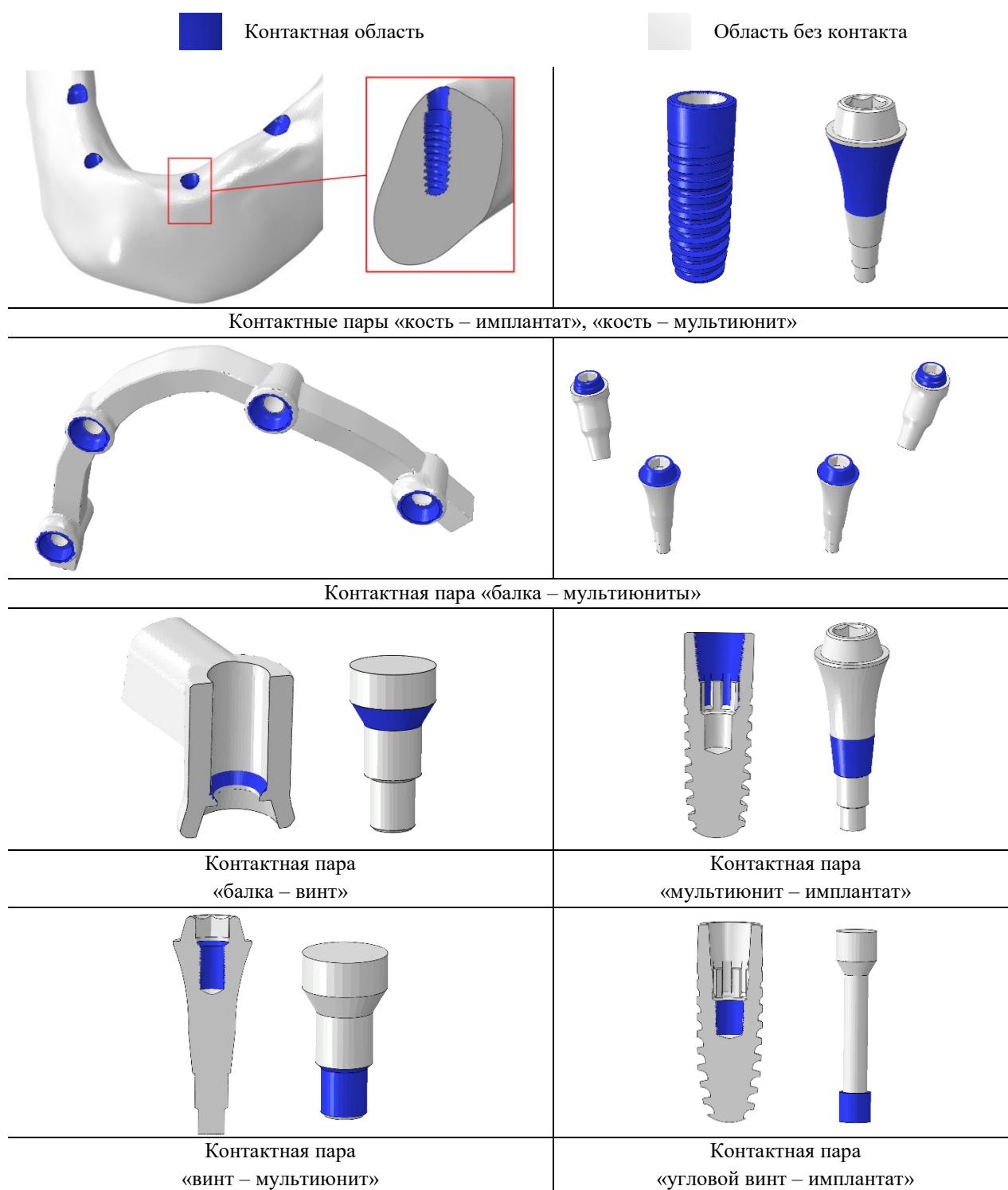


Рис. 8. Контактные области

В случае сценариев нагружения № 3, № 6 и № 8 наблюдается симметричное распределение напряжений относительно сагиттальной плоскости нижней челюсти. При приложении локальной вертикальной нагрузки к центральному пролету балки (№ 3), максимальные напряжения локализуются в области отверстий под медиальные имплантаты и распространяются на ветви нижней челюсти. В случае равномерно распределенной вертикальной нагрузки (№ 6) зона повышенных напряжений охватывает все отверстия под имплантаты, а

также области основания и тела нижней челюсти.

Минимальные напряжения в кортикальном слое костной ткани возникают при боковой нагрузке (№ 7), действующей в небном направлении в области одного из передних имплантатов. Также можно отметить, что для всех рассмотренных сценариев нагружения, подбородочный выступ является наименее напряженной зоной.

При анализе напряжений, возникающих в губчатой кости, обнаружены схожие тенденции. Максимальные

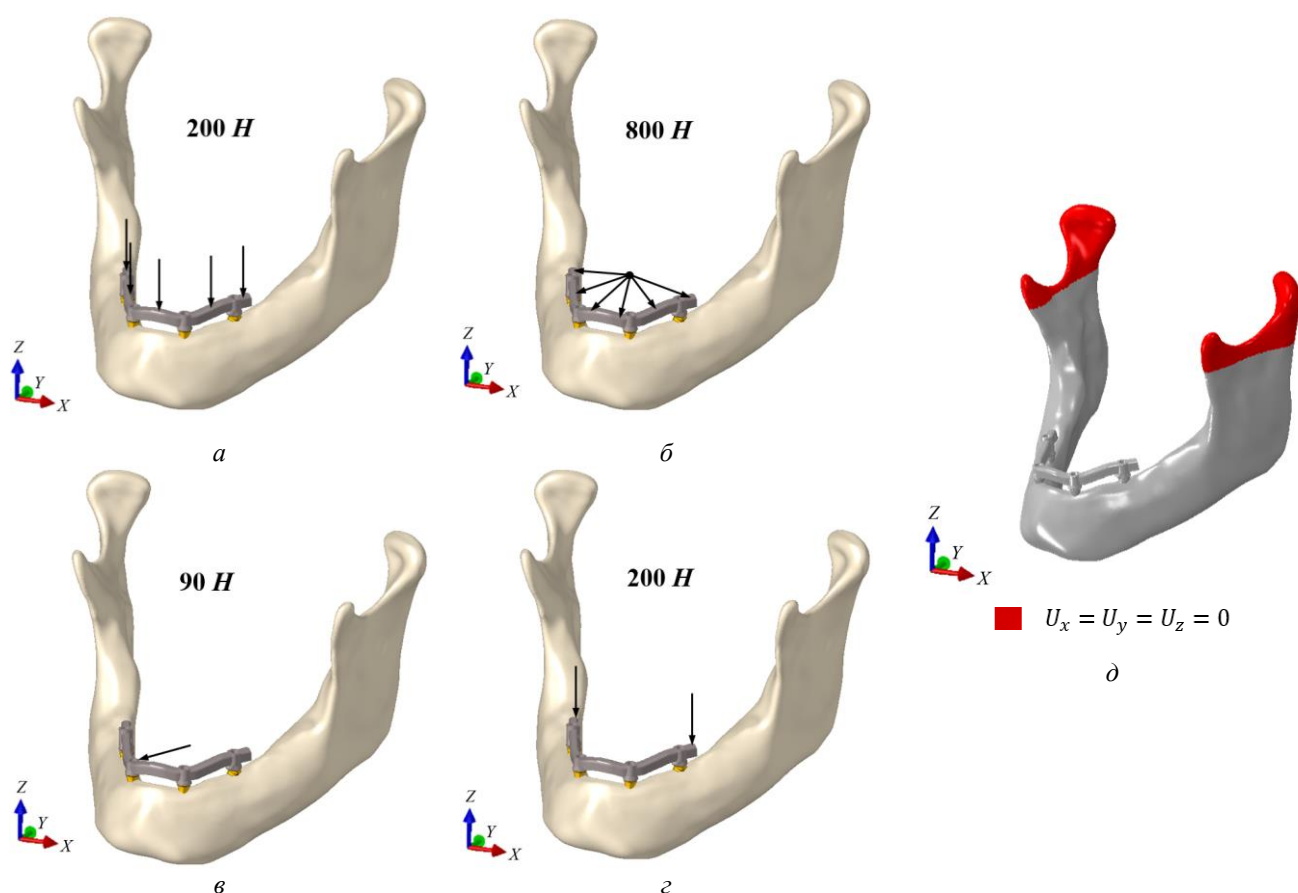


Рис. 9. Граничные условия: а – попеременная окклюзионная нагрузка (сценарии №1–5), б – распределенная окклюзионная нагрузка (сценарий № 6), в – боковое горизонтальное усилие (сценарий № 7), г – задняя окклюзион-

напряжения для всех сценариев нагружения локализируются в области отверстий под имплантаты, а наиболее опасным сценарием выступает распределенная окклюзионная нагрузка (№ 6).

Допустимые напряжения в кортикальном слое костной ткани в области челюсти составляют около 100 МПа, в губчатой кости до 10 МПа [46]. Анализ результатов показывает, что напряжения в кортикальном слое костной ткани при всех рассмотренных сценариях нагружения не превосходят допустимых значений, в то время как в губчатой кости пиковые напряжения близки к максимально допустимым при действии распределенной окклюзионной нагрузки величиной 800 Н (№ 6). Это указывает на возможность возникновения необратимых деформаций и локальных разрушений в губчатой кости. Далее приведен анализ напряжений, возникающих в отдельных компонентах конструкции.

Распределение напряжений в компонентах имплантационной системы при использовании имплантатов A2 Classic (A11) представлено на рис. 12.

Максимальные напряжения в балке возникают при сценариях нагружения № 6 и № 8. При вертикальном приложении нагрузки к крайним пролетам № 1 и № 5 напряжения локализируются в верхних участках балки, а именно вблизи отверстий под фиксирующие винты, тогда как часть балки, расположенная в области меди-

альных имплантатов, практически не испытывает напряжений. В случае равномерно распределенной нагрузки (№ 6) наблюдается противоположная картина: максимальные напряжения локализируются в центральном пролете балки, в то время как задние пролеты остаются ненапряженными. Минимальные напряжения в балке возникают при сценариях, в которых сосредоточенная нагрузка приложена к пролетам № 2–4.

Во всех рассмотренных сценариях нагружения максимальные напряжения в имплантатах локализируются преимущественно в верхней части – в зоне соединения с мультититанитом.

Данные области подвергаются наибольшему механическому воздействию, особенно при консольных режимах нагружения (№ 1, № 5, № 8) и при распределенной нагрузке (№ 6). На остальных этапах моделирования напряжения значительно ниже, что объясняется более равномерным распределением нагрузки вследствие ее приложения ближе к центральным опорным точкам конструкции.

Основная часть имплантата, включающая область резьбы, находится в области значительно более низких напряжений. Это свидетельствует о том, что конструкция имплантатов эффективно передает нагрузку через шейку и резьбовую часть, минимизируя рост напряжений непосредственно в теле имплантата.

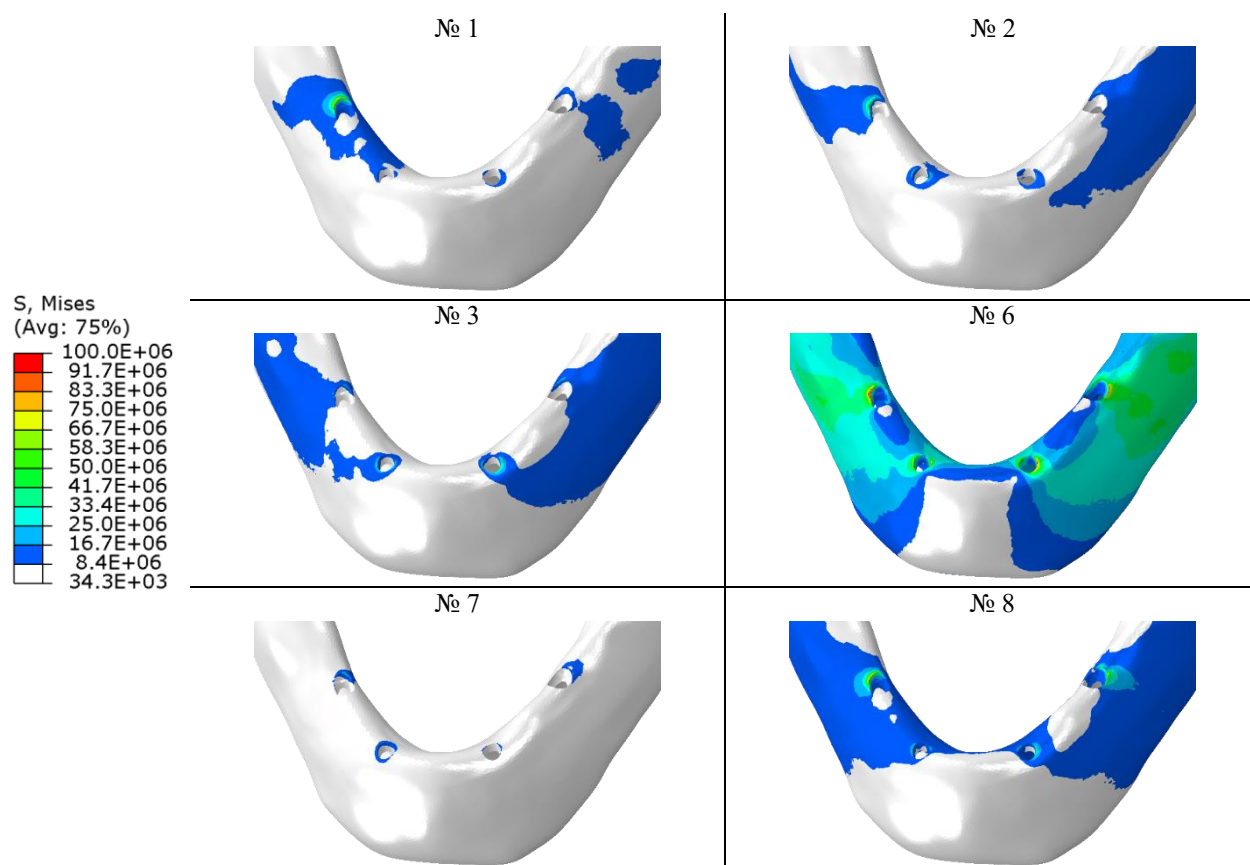


Рис. 10. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальном слое, Па

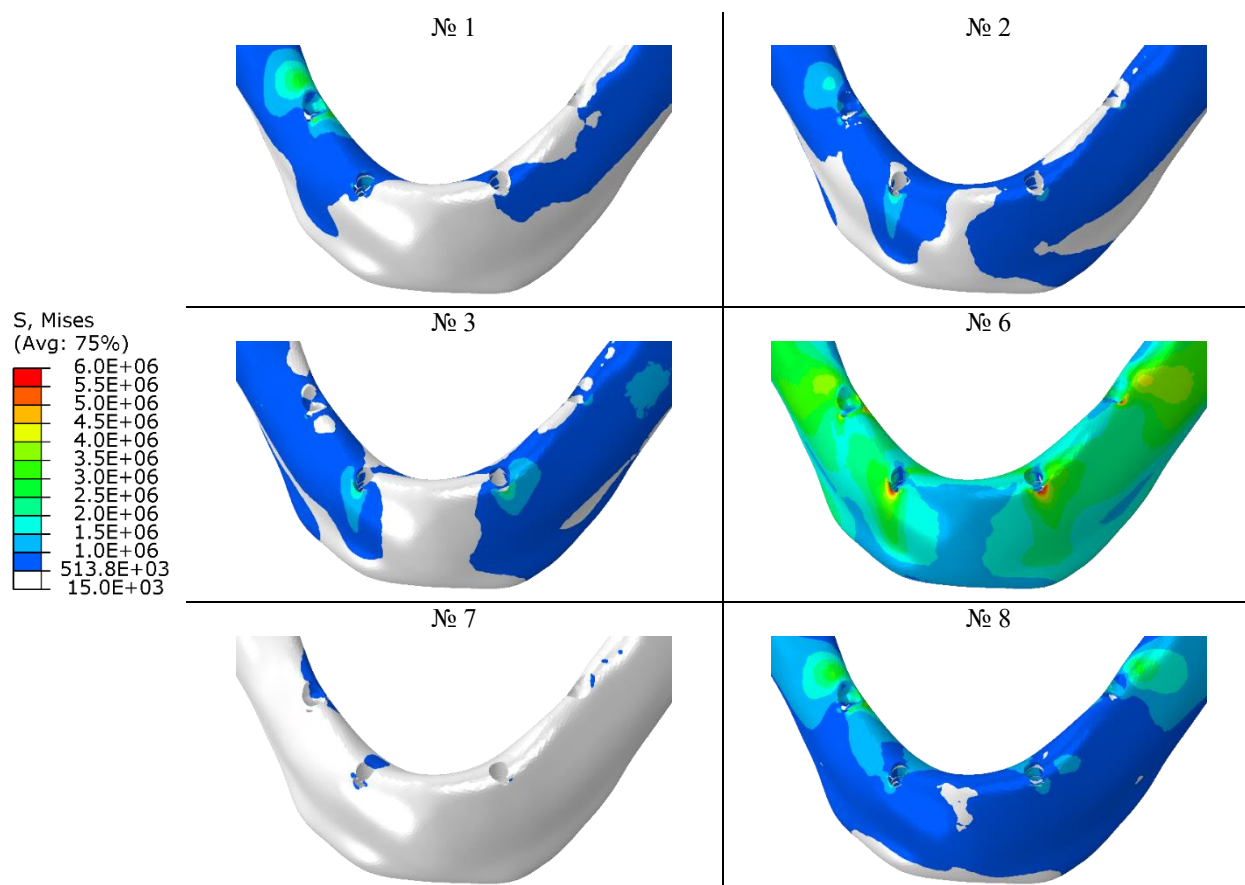


Рис. 11. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатой костной ткани, Па

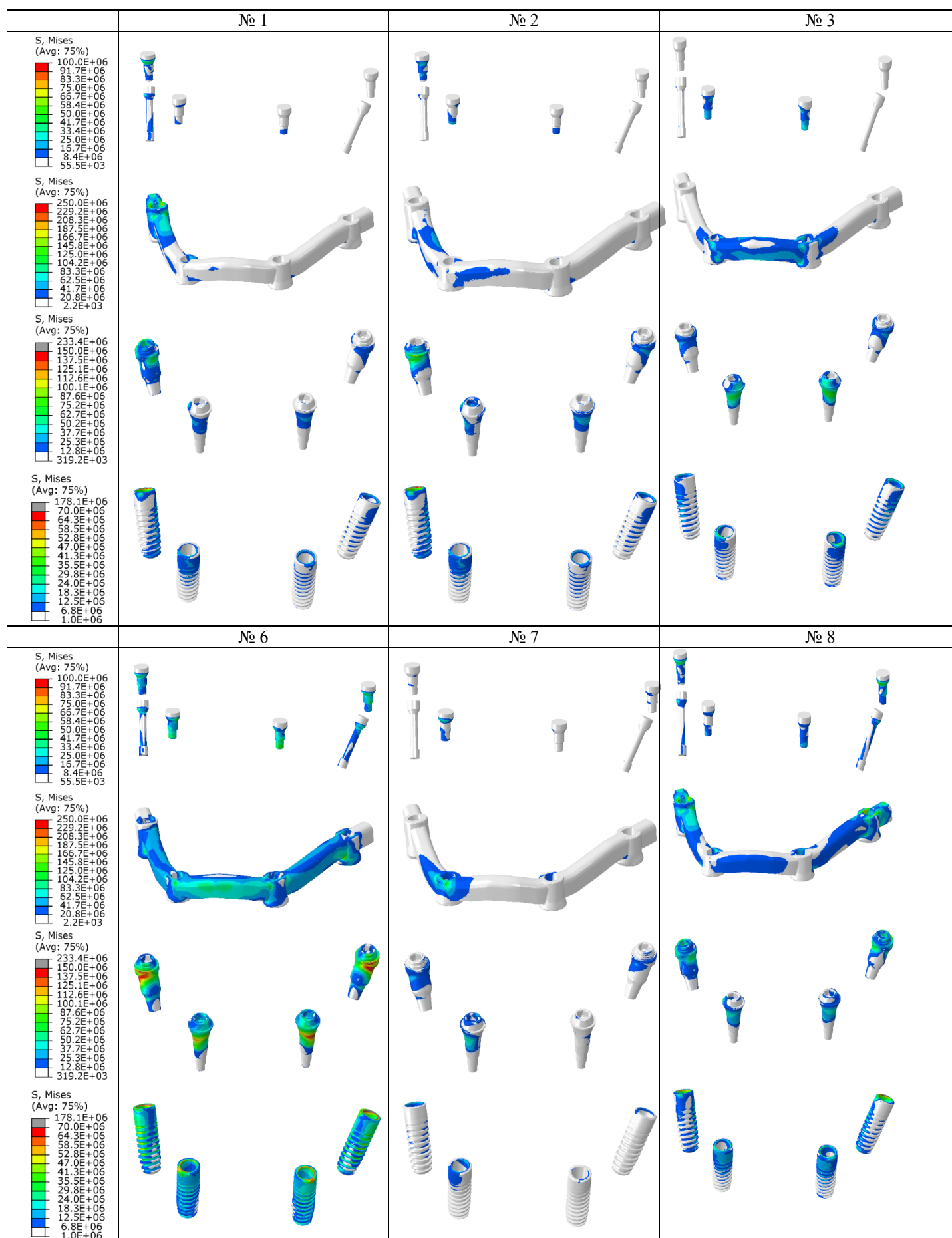


Рис. 12. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в компонентах имплантационной системы, Па

Таблица 3

Максимальные значения напряжений, возникающих в конструкции на четырех имплантатах A2 Classic

Элемент	Максимальное значение напряжений, МПа							
	Шаг 1	Шаг 2	Шаг 3	Шаг 4	Шаг 5	Шаг 6	Шаг 7	Шаг 8
Балка	247,3	137,1	128,9	112,5	240,0	210,3	127,0	250,0
Имплантаты	109,5	54,6	54	54,6	79,0	178,1	32,8	114,2
Мультиюниты	157,9	140,6	96,7	141,5	202,7	233,4	58,3	200,6
Винты	72,4	29,5	41,3	34,9	98,0	65,2	33,1	97,9

Несмотря на смещение локальной вертикальной нагрузки к центральной зоне на пролеты № 2 и № 4, максимальные напряжения локализуются в дистальных имплантатах. Это свидетельствует о том, что именно боковые имплантаты воспринимают основную часть нагрузки при ее действии на различных пролетах балки. Полученные данные подчеркивают необходимость особого внимания к дистальным имплантатам, как на этапе проектирования и биомеханического анализа конструкции, так и при клиническом планировании ортопедического лечения.

Анализ распределения напряжений в мультиюнитах показывает, что максимальные значения возникают в двух ключевых зонах, а именно в области контакта мультиюнита с имплантатом и балкой. Максимальные напряжения наблюдаются при сценариях нагружения № 6 и № 8 и локализуются в ранее указанных зонах.

Боковые винты, соединяющие мультиюниты с балкой, оказываются наиболее нагруженными во всех рассмотренных сценариях, в то время как дополнительные винты в области дистальных имплантатов остаются практически ненагруженными. Наиболее высокий уровень напряжений в передних винтах отмечается при действии распределенной нагрузки (№ 6), а также при локальном приложении нагрузки к центральному пролету балки (№ 3).

В табл. 3 представлены максимальные значения напряжений, возникающих в компонентах имплантационной системы, в зависимости от действующих нагрузок.

Исходя из результатов, можно отметить, что наиболее напряженными элементами конструкции с опорой на четыре имплантата A2 являются балка и мультиюниты. Максимальное значение эквивалентных напряжений среди всех элементов конструкции и сценариев нагружения составляет 250 МПа и наблюдается при действии вертикальной одновременной нагрузки на дистальных пролетах балки (№ 8). Это значение остается ниже предела текучести титанового сплава, используемого для изготовления компонентов, который составляет 500 МПа.

Во всех остальных сценариях нагружения напряжения в элементах конструкции значительно ниже, что подтверждает умеренный уровень механической нагрузки в типичных условиях эксплуатации. Следует

отметить, что принятые в работе нагрузки являются консервативными и, вероятно, превышают реальные физиологические усилия, возникающие при жевании. Таким образом, можно сделать вывод, что прочностные характеристики конструкции обеспечиваются, что подтверждает ее надежность при эксплуатации в условиях физиологических нагрузок.

В рамках дальнейшего сравнительного биомеханического анализа, выполненного с учетом различных геометрических конфигураций ортопедических конструкций с опорой на четыре имплантата, рассмотрены два сценария нагружения: распределенная нагрузка, характеризующая полное окклюзионное сжатие по всей длине нижней челюсти (№ 6), и сосредоточенная задняя нагрузка, имитирующая жевательное усилие в области задних имплантатов (№ 8). Данные сценарии нагружения оказывают наиболее выраженное воздействие как на элементы имплантационной конструкции, так и на окружающие костные структуры и приводят к значительному росту напряжений, что делает их наиболее подходящими для оценки прочности.

Анализ напряженно-деформированного состояния моделей в зависимости от конфигурации имплантатов

В ходе сравнительного анализа особое внимание уделено характерным областям, в которых наиболее явно прослеживается влияние изменения геометрической конфигурации конструкции на НДС конечно-элементной модели. При анализе напряжений, возникающих в костной ткани, установлено, что распределение напряжений в кортикальном слое практически не зависит от используемого типа имплантатов. В губчатом веществе кости изменения, обусловленные конфигурацией имплантатов, оказались наиболее существенными.

Для детальной оценки локальных биомеханических эффектов выделены и проанализированы характерные сечения в области медиальных и дистальных имплантатов.

На рис. 13 и 14 представлены распределения эквивалентных напряжений в губчатом веществе кости в области медиального и дистального имплантатов для сценариев нагружения № 6 и № 8.

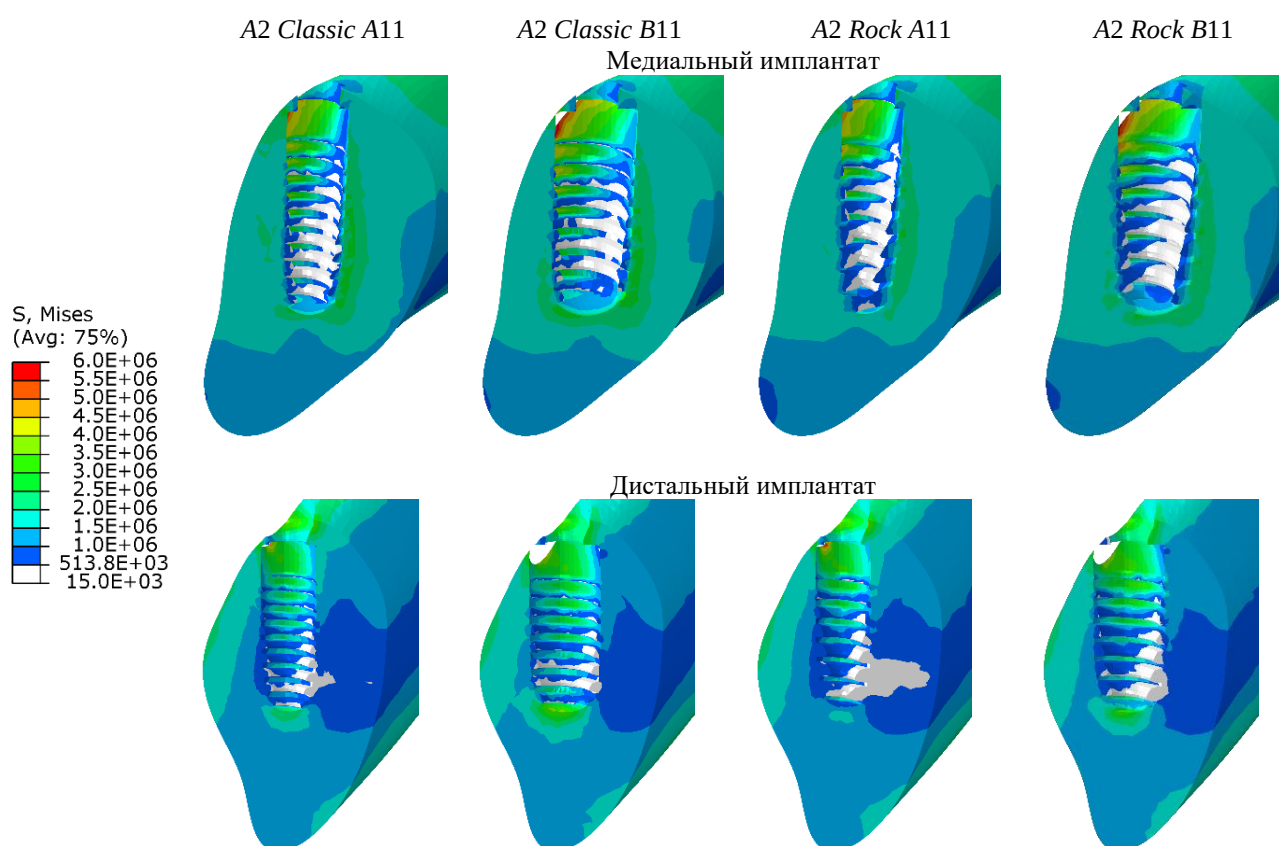


Рис. 13. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатой костной ткани при распределенной нагрузке № 6, Па

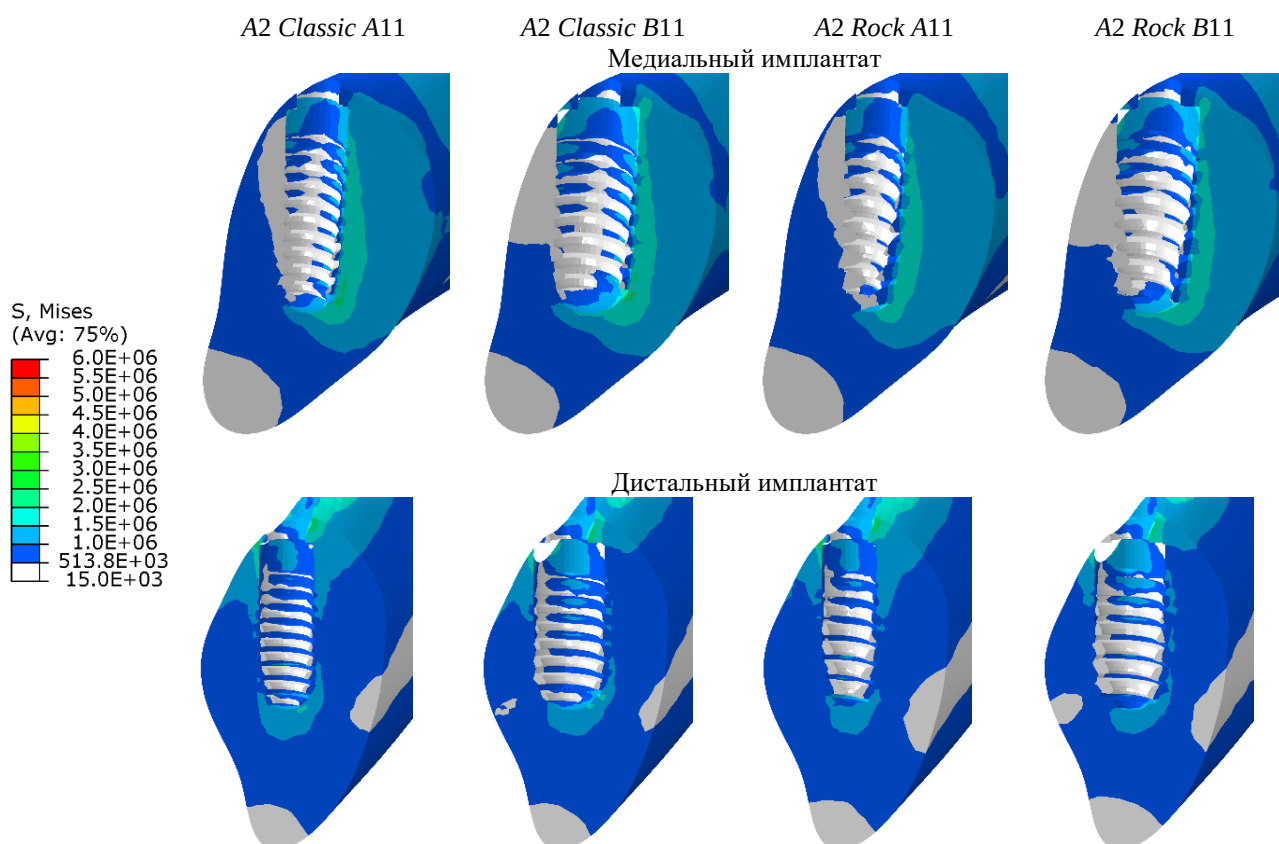


Рис. 14. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в губчатой костной ткани при одновременной нагрузке на дальних пролетах балки № 8, Па

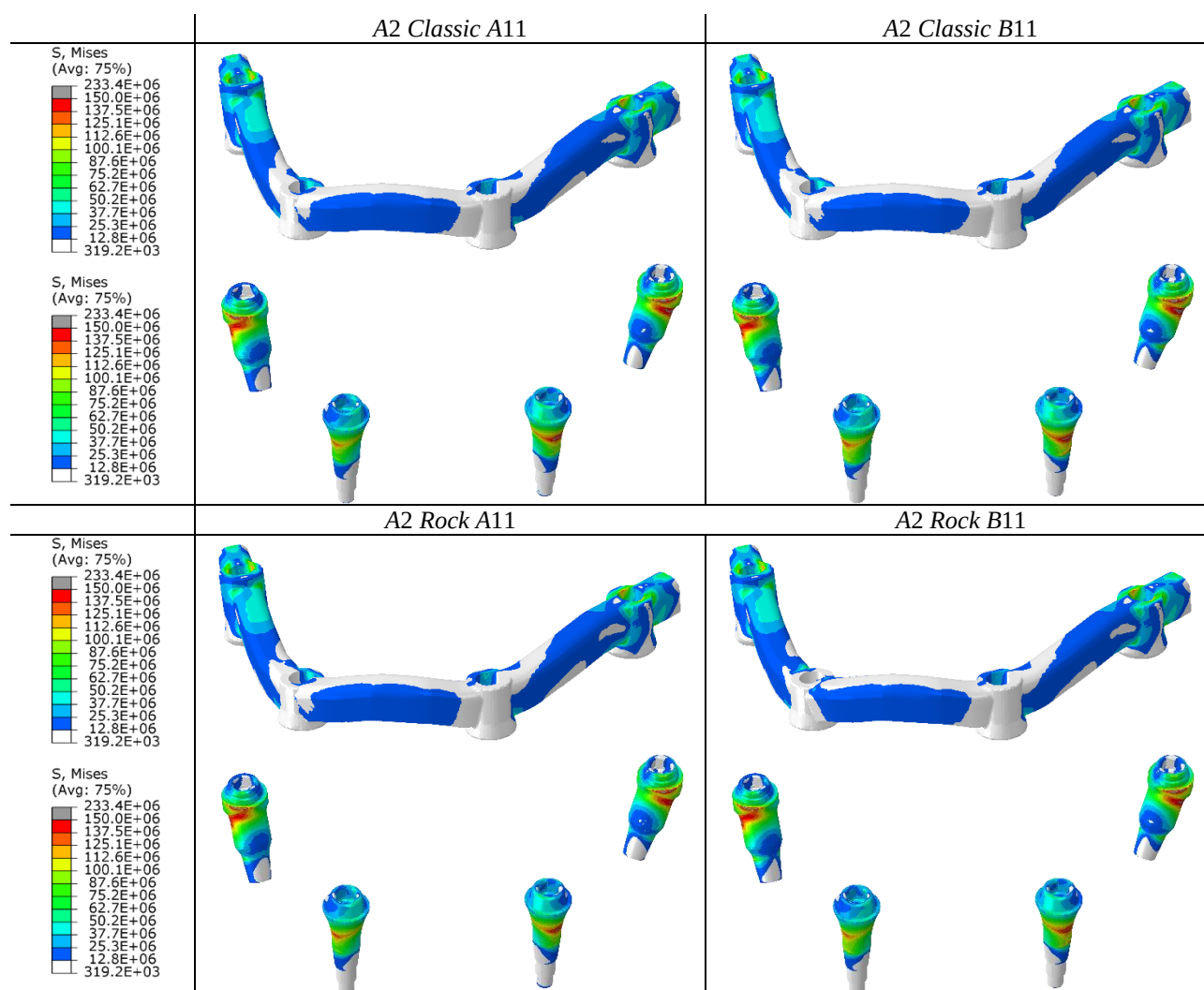


Рис. 15. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в балке при одновременном вертикальном нагружении дистальных пролетов (№ 8) и мультиюнитах при распределенной нагрузке, (№ 6), Па

При приложении распределенной нагрузки (№ 6) максимальные напряжения в губчатой кости преимущественно локализуются в области передних имплантатов. Анализ полей показывает, что характер распределения напряжений остается схожим независимо от выбранной линейки имплантатов *A2 Classic* или *A2 Rock* и их диаметра. В то же время, наблюдается зависимость от геометрических параметров: увеличение диаметра медиальных имплантатов и дистальных имплантатов сопровождается увеличением зоны повышенных напряжений вокруг отверстий в костной ткани, а переход от линейки *A2 Classic* к линейке *A2 Rock* приводит к снижению уровня напряжений.

При одновременном вертикальном нагружении дистальных пролетов (№ 8) максимальные напряжения в губчатой кости также локализуются в области отверстий под медиальные имплантаты, преимущественно с внутренней стороны челюсти. Увеличение диаметра имплантатов приводит к уменьшению зоны повышенных напряжений вокруг отверстий в костной ткани, что может свидетельствовать о более благоприятных условиях для распределения нагрузки. В то же время ис-

пользование имплантатов линейки *A2 Rock* также вызывает снижение напряжений в указанной зоне.

При приложении распределенной нагрузки (№ 6) максимальные напряжения в губчатой кости преимущественно локализуются в области передних имплантатов. Анализ полей показывает, что характер распределения напряжений остается схожим независимо от выбранной линейки имплантатов *A2 Classic* или *A2 Rock* и их диаметра. В то же время, наблюдается зависимость от геометрических параметров: увеличение диаметра медиальных имплантатов и дистальных имплантатов сопровождается увеличением зоны повышенных напряжений вокруг отверстий в костной ткани, а переход от линейки *A2 Classic* к линейке *A2 Rock* приводит к снижению уровня напряжений.

При одновременном вертикальном нагружении дистальных пролетов (№ 8) максимальные напряжения в губчатой кости также локализуются в области отверстий под медиальные имплантаты, преимущественно с внутренней стороны челюсти. Увеличение диаметра имплантатов приводит к уменьшению зоны повышенных напряжений вокруг отверстий в костной ткани, что

может свидетельствовать о более благоприятных условиях для распределения нагрузки. В то же время использование имплантатов линейки *A2 Rock* также вызывает снижение напряжений в указанной зоне.

Таким образом, при анализе эквивалентных напряжений по Мизесу видно, что применение имплантатов линейки *A2 Rock* снижает уровень напряжений в костной ткани по сравнению с другими рассмотренными конфигурациями.

Анализ эквивалентных напряжений по Мизесу в элементах ортопедической конструкции на четырех имплантатах выполнен для протезной балки и мультиюнитов, поскольку именно эти компоненты, согласно данным табл. 4, испытывают наибольшие механические напряжения. Данные по остальным компонентам не приведены, поскольку возникающие в них напряжения значительно ниже и не оказывают существенного влияния на общие прочностные характеристики конструкции.

На рис. 15 представлены характерные сценарии нагружения, при которых в соответствующих компонентах достигаются максимальные значения эквивалентных напряжений: для протезной балки это одновременное вертикальное нагружение дистальных пролетов (№ 8), а для мультиюнитов – распределенная нагрузка по всей длине балки (№ 6).

Исходя из результатов, можно отметить отсутствие существенных различий в распределении напряжений между рассматриваемыми конфигурациями системы. Следовательно, диаметр имплантата и дизайн резьбы не оказывают значимого влияния на напряженно-деформированное состояние остальных компонентов ортопедической конструкции.

Обсуждение

Полученные в настоящем исследовании результаты хорошо согласуются с литературными данными, посвященными биомеханике ортопедических конструкций с опорой на четыре имплантата, однако позволяют уточнить ряд ранее не рассматривавшихся деталей применительно к отечественной имплантационной системе *A2*.

Установленная в настоящей работе локализация максимальных напряжений в шейке имплантата (в области соединения с мультиюнитом) подтверждается независимо от типа и угла установки имплантата. В работе [39] для конструкций с различным углом наклона дистальных имплантатов максимальные напряжения по Мизесу во всех четырех моделях фиксировались именно в области шейки как переднего, так и заднего имплантата, независимо от угла наклона. Это подтверждает, что данная зона может быть структурно уязвимой вне зависимости от конкретной геометрии резьбы или линейки имплантата.

Также воспроизводится наблюдение о преимуще-

ственной нагруженности дистальных опор. В исследовании [25] сравнивались исполнения системы с опорой на четыре имплантата с имплантатами нескольких длин, максимальные напряжения в кортикальной кости во всех вариантах конструкции локализовались в области дистального имплантата. В настоящей работе аналогичная картина получена для сценариев с консольным и задним нагружением (№ 1, № 5, № 8). Также, несмотря на смещение точки приложения нагрузки к центральным пролетам (№ 2, № 4), максимум напряжений в имплантатах сохраняется именно в дистальных опорах, что указывает на общую для подобных схем закономерность, обусловленную геометрией углового позиционирования дистальных имплантатов и длиной консольной части балки, а не спецификой конкретной системы.

По абсолютным величинам напряжений в титановых элементах конструкции полученные значения (максимум 250 МПа в балке при сценарии №8) сопоставимы по величине с результатами [19] по протезам системы *Trefoil* с опорой на три имплантата. При физиологической нагрузке 100 Н максимальные напряжения в титановой балке составляли до 257 МПа в зависимости от стороны нагружения, оставаясь ниже предела текучести. Факт, что в независимых работах на разных имплантационных системах и разном числе опор максимальные напряжения в титановом каркасе находятся в диапазоне 150–260 МПа при нагрузках 100–200 Н, может свидетельствовать о наличии общей закономерности: конструкционный запас прочности титановых компонентов при физиологических нагрузках может считаться достаточным и не зависит от конкретной адекватно спроектированной системы, что подтверждают и выводы настоящей работы.

В кортикальном слое костной ткани полученные данные согласуются с результатами [33], где также выполнен статический расчет конструкции, но с тремя имплантатами. В настоящей работе максимальные напряжения ни при одном из восьми сценариев нагружения не превысили допустимого значения, при этом наибольшие значения были получены при вертикальной распределенной нагрузке (№ 6). В работе [33] при вертикальной нагрузке величиной 150 Н в области первого моляра авторы получили диапазон максимальных напряжений от 19,3 до 34,5 МПа в зависимости от типа имплантационной конструкции. При действии вертикальной нагрузки в области центральных имплантатов в рамках данного исследования напряжения в кортикальном слое составили около 40 МПа, что в целом соответствует диапазону, полученному в цитируемой работе, и дополнительно подтверждает согласованность результатов. Для губчатого вещества наблюдается аналогичная картина: при вертикальной нагрузке в работе [33] максимальные напряжения в разных группах составили от 0,96 до 6,2 МПа. Полученные в настоящей работе значения находятся в близком диапазоне и приближаются к верхней границе допустимого диапазона напряжений (5–10 МПа).

Таким образом, сопоставление с независимыми исследованиями, выполненными на других имплантационных системах, показывает близость текущих результатов как на уровне качественных закономерностей, так и в значительной степени по абсолютным величинам: локализация максимума напряжений в шейке имплантата и зонах механических соединений, преимущественная нагруженность дистальных опор при консольном и распределенном нагружении, а также сопоставимые по порядку значения напряжений в кортикальном и губчатом слоях кости при близких условиях нагружения. Такое соответствие может свидетельствовать о корректности принятых в настоящей работе допущений и в целом может подтверждать достоверность полученных результатов.

Преимущества работы

К сильным сторонам данного исследования можно отнести использование персонализированной геометрической модели нижней челюсти, построенной на основе данных КТ конкретного пациента, которая обеспечивает более реалистичное распределение кортикального и губчатого слоев кости по сравнению с упрощенными или усредненными геометрическими моделями, нередко используемыми в аналогичных исследованиях. Также стоит отметить, что применение конечно-элементных сеток с локальным сгущением в зонах интереса обеспечило приемлемый баланс между точностью получаемого решения и вычислительной сложностью задачи. Рассмотрение восьми сценариев нагружения, в свою очередь, позволило охватить основные типы функционального воздействия на конструкцию. Сравнительный анализ всех компонентов имплантационной системы, а именно костной ткани, имплантатов, мультиюнитов, балки и винтов, позволил в рамках единой методологии выявить наиболее нагруженные и, соответственно, наиболее критичные с точки зрения прочности элементы конструкции.

Ограничения работы

Вместе с тем исследование имеет ряд ограничений. Модель, хотя и является геометрически репрезентативной, построена на основе анатомии одного пациента, поэтому полученные количественные результаты не могут быть безусловно распространены на все клинические случаи с иной плотностью и объемом костной ткани. Наряду с этим в работе принято допущение о полной остеоинтеграции на границе «кость – имплантационная система», что является идеализацией и не учитывает возможные микродвижности, характерные для реальных клинических условий, особенно на ранних сроках после протезирования. Кроме того, нагружение носило статический характер, что не отражает циклическую природу жевательной нагрузки и не позволяет делать выводы о долгосрочной надежности кон-

струкции. Наконец, полученные результаты не были сопоставлены с клиническими данными, что ограничивает возможность окончательной валидации модели.

Перспективы дальнейших исследований

Результаты работы задают направления для дальнейшего изучения. Представляется целесообразным оценить влияние длины имплантатов на напряженно-деформированное состояние конструкции и костной ткани, а также выполнить прямое сравнение рассмотренной схемы с опорой на четыре имплантата с конструкцией на шести имплантатах в рамках единой методологии и на одной и той же анатомической модели, поскольку это позволило бы напрямую сопоставить результаты с выводами [10–15, 28–32]. Отдельный интерес представляет оценка влияния угла наклона дистальных имплантатов на распределение напряжений применительно к системе A2, а также сравнение различных типов соединения мультиюнита с балкой. Дальнейшая валидация модели и проведение анализа с учетом циклического характера жевательной нагрузки могут позволить приблизить полученные результаты к клинически значимым прогнозам долговечности конструкции.

Заключение

В рамках настоящего исследования был выполнен сравнительный биомеханический анализ ортопедических компонентов и костных структур в конструкциях с опорой на четыре имплантата. Основной целью работы являлась оценка влияния различных геометрических конфигураций имплантатов на напряженно-деформированное состояние как самой конструкции, так и окружающей костной ткани нижней челюсти. В ходе работы были подготовлены детализированные трехмерные конечно-элементные модели нижней челюсти и четырех модульных конфигураций имплантационной системы с имплантатами различных линеек. Моделирование проводилось для восьми физиологически обоснованных сценариев нагружения, охватывающих различные типы жевательного воздействия.

В результате исследования установлено, что наибольшая чувствительность к изменению геометрии имплантатов наблюдается в губчатом веществе кости. Использование имплантатов линейки A2 Rock способствует более благоприятному распределению напряжений и их снижению в периимплантной зоне по сравнению с линейкой A2 Classic.

При этом наиболее нагруженными элементами системы являются мультиюниты и протезная балка, однако максимальные возникающие напряжения не превышают предела текучести титанового сплава, что свидетельствует о достаточном запасе прочности всех исследуемых конфигураций. Важным итогом является вывод об отсутствии существенных различий в распре-

делении напряжений внутри самой ортопедической конструкции при использовании имплантатов разного типа, что указывает на несущественное влияние геометрической вариативности имплантатов на механическое поведение протеза в рамках рассматриваемых условий.

Полученные результаты формируют основу для дальнейших исследований в области дентальной имплантации.

Список литературы

1. Демиденко, А.М. Операция удаления зуба и возможности ее малоинвазивных модификаций: состояние вопроса на текущий момент (обзор литературы) / А.М. Демиденко, И.О. Походенько-Чудакова // *Стоматология: теория и практика*. – 2023. – Т. 1, № 2. – С. 5–14.
2. Анализ методов дентальной имплантации / А.В. Иващенко, А.Е. Яблоков, Я.Э. Антонян, П.Н. Гелетин // *Вестник медицинского института «Реавиз»: реабилитация, врач и здоровье*. – 2018. – № 3 (33). – С. 65–75.
3. Block, M.S. Dental Implants: The Last 100 Years / M.S. Block // *J Oral Maxillofac Surg*. – 2018. – Vol. 76, no. 1. – P. 11–26.
4. Гафиятуллина, Э.М. Осложнения после удаления зубов: диагностика и способы профилактики / Э.М. Гафиятуллина, Е.А. Чумазина, А.Г. Корнилов // *Вестник науки*. – 2025. – Т. 3, № 5 (86). – С. 1906–1912.
5. Malo, P. «All-on-Four» immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study / P. Malo, B. Rangert, M. Nobre // *Clin. Implant Dent. Relat. Res*. – 2003. – Vol. 5. – P. 2–9.
6. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study / E. Agliardi, S. Panigatti, M. Clerico, C. Villa, P. Malo // *Clin Oral Implants Res*. – 2010. – Vol. 21. – P. 459–465.
7. Malo, P. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study / P. Malo, B. Rangert, M. Nobre // *Clin Implant Dent Relat Res*. – 2005. – Vol. 7. – P. 88–94.
8. The all-on-four treatment concept: systematic review / D. Soto-Penaloza, R. Zaragozi-Alonso, M. Penarrocha-Diago, M. Penarrocha-Diago // *J Clin Exp Dent*. – 2017. – Vol. 9, no. 3. – P. 474–488.
9. Ali, S.M. All-on-four treatment concept in dental implants: a review article / S.M. Ali // *Surg Case Stud Open Access J*. – 2019. – Vol. 2. – P. 175–179.
10. Prosthetic rehabilitation of All-on-Six Implant-Supported prosthesis: a Case Report / D.A. Minase, S. Sathe, A. Bhoyar, A. Apte, A. Pathak // *Cureus*. – 2024. – Vol. 16, no. 1. – P. e51946
11. Solomon, O. «All-on-6», advantages and disadvantages of this modern dental restoration solution / O. Solomon, V. Chetrus, A. Zaharescu // *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*. – 2024. – Vol. 16, no. 4. – P. 818–828.
12. Hrishi, T. Full arch implant rehabilitation using all on 6 concept – A Case series / T. Hrishi. – 2021.
13. Full mouth rehabilitation with all-on-six endosseous implants with upper and lower arch – A Case Report / G. Tripathi, J. Thadlani, T. Tanwani, G. Agrawal, S. Soni, A. Shrivastava // *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. – 2024. – Vol. 16, Suppl. 4. – P. 4130–4132.
14. Hassan, S. All on 4 versus all on 6 implant concepts for rehabilitation of edentulous maxilla: short term randomized clinical and radiographic study / S. Hassan, A. Emarah // *Egyptian Dental Journal*. – 2020. – Vol. 66, no. 1. – P. 659–670.
15. Four vs. six implant full-arch restorations – a direct comparative retrospective analysis in a large controlled treatment cohort / J. Carames, H. Francisco, F.A. Vieira, G.B. Carames // *Journal of Clinical Medicine*. – 2025. – Vol. 14, no. 12. – P. 4237.
16. The role of the finite element model in dental implants / D.H. DeTolla, S. Andreana, A. Patra, R. Buhite, B. Comella // *J. Oral. Implantol*. – 2000. – Vol. 26, no. 2. – P. 77–81.
17. Assessment of maxillary expansion techniques by means of 3D elastoplastic finite element static simulation / O. Shosheva, M. Zhmaylo, L. Maslov, A. Borovkov, N. Vishneva, A. Lanina, A. Yaremenko // *J. Appl. Comput. Mech*. – 2025. – Vol. 11, no. 3. – P. 715–737.
18. Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: a 3D finite element analysis / A. Ayali, M. Altagar, O. Ozan, S. Kurtulmus-Yilmaz // *Comput Biol Med*. – 2020. – Vol. 123. – P. 103880.
19. Трехмерный конечно-элементный анализ влияния утраты дентального имплантата на распределение напряжения в имплантационном протезе нижней челюсти / Р.А. Розов, К.У. Хигучи, Дж. Брунски, В.Н. Трезубов, А.А. Смердов, М.Л. Мишнев // *Российский журнал биомеханики*. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 24–35.
20. 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, А.А. Смердов, С.О. Чикунев // *Стоматология*. – 2022. – Т. 101, № 6. – С. 28–34.
21. Напряженно-деформированное состояние костной ткани нижней челюсти при нагрузке несъемного протеза на внутрикостных дентальных имплантатах при замещении тотального дефекта зубного ряда / В.Н. Олесова, Р.С. Заславский, К.В. Шматов, Е.Е. Олесов, А.Я. Лернер, А.С. Иванов // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 2. – С. 223–229.
22. Джеббар, Н. Трехмерный конечно-элементный анализ влияния ударной нагрузки от импактора переменной массы на распределение напряжений на поверхности «кость – имплантат» / Н. Джеббар, А. Бачири, Б. Бутабут // *Российский журнал биомеханики*. – 2023. – № 1. – С. 10–22.
23. Моделирование и имитация костной пластики в зубном протезе с использованием фиксирующего мини-винта под воздействием удара / Н. Джеббар, А. Бачири, Б. Бенали, А.Г. Кучумов, А. Бенхадду // *Российский журнал биомеханики*. – 2024. – Т. 28, № 4. – С. 34–47.
24. Исследование напряженно-деформированного состояния зубного имедиат-протеза и сопряженных с ним тканей под действием внешней силы / Е.А. Чижмаков, С.А. Муслов, А.С. Арутюнов, Н.Б. Асташина, В.Н. Никитин, А.Н. Никищенко // *Российский журнал биомеханики*. – 2024. – Т. 28, № 3. – С. 83–92.
25. Evaluation of «all-on-four» concept and alternative designs with 3D finite element analysis method / D. Ozdemir Doğan, N.T. Polat, S. Polat, E. Şeker, E.B. Gül // *Clin Implant Dent Relat Res*. – 2014. – Vol. 16, no. 4. – P. 501–510.
26. Федорова, Н.В. Моделирование нагрузок, создаваемых мостовидным зубным протезом с опорой на имплантаты

- верхней челюсти / Н.В. Федорова, А.Ю. Ларичкин, А.А. Швецова // Российский журнал биомеханики. – 2022. – № 2. – С. 56–66.
27. Экспериментальное изучение распределения упругих напряжений в перимплантатной кости при зубном протезировании / В.Н. Трезубов, М.Л. Мишнев, Ю.В. Паршин, В.С. Модестов, Д.И. Яреха // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 10–23.
 28. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts on stress distribution for full-mouth rehabilitation using three-dimensional finite element analysis: A biomechanical study / A. Pandey, F. Durrani, S.K. Rai, N.K. Singh, P. Singh, R. Verma, J. Kumar // J Indian Soc Periodontol. – 2023. – Vol. 27, no. 2. – P. 180–188.
 29. Biomechanical comparison of all-on-4 and all-on-5 implant-supported prostheses with alteration of anterior-posterior spread: a three-dimensional finite element analysis / X. Sun, K. Cheng, Y. Liu, S. Ke, W. Zhang, L. Wang, F. Yang // Front Bioeng Biotechnol. – 2023. – Vol. 11. – P. 1187504.
 30. Baki, N. Biomechanical evaluation of three full-arch immediate loading protocols in the mandible via finite element analysis: All-on-4, Trefoil, and Five-implant design / N. Baki, G.Y. Avcu, M. Tuzlali // BMC Oral Health. – 2025. – Vol. 25, no. 1. – P. 1995.
 31. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study / C.L. Bhering, M.F. Mesquita, D.T. Kemmoku, P.Y. Noritomi, R.L. Consani, V.A. Barão // Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. – 2016. – Vol. 69. – P. 715–725.
 32. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis / G.C. Silva, J.A. Mendonça, L.R. Lopes, J. Landre Jr. // Int J Oral Maxillofac Implants. – 2010. – Vol. 25, no. 2. – P. 239–246.
 33. Stress distribution pattern in mandibular overdenture designs supported by three dental implants: a 3D finite element analysis / N. Aminianpour, M. Alikhasi, M.S. Kasari, H. Yousefi, H. Siadat // Clin Exp Dent Res. – 2025. – Vol. 11, no. 1. – P. e70060.
 34. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis / L. Himmlova, T. Dostálova, A. Ká-covsky, S. Konvickova // J Prosthet Dent. – 2004. – Vol. 91, no. 1. – P. 20–25.
 35. Stress distribution around dental implants: influence of super-structure, length of implants, and height of mandible / H.J. Meijer, J.H. Kuiper, F.J. Starmans, F. Bosman // J Prosthet Dent. – 1992. – Vol. 68, no. 1. – P. 96–102.
 36. Comparison of mechanical properties of the implant materials – titanium, zirconium and peek using three dimensional finite element analysis / A. Harinee, C. Rajesh, S. Anilkumar, I. Raj, S.M. Raghavan // Int. J. of Adv. Res. – 2023. – Vol. 11, no. 2. – P. 656–663.
 37. Sannino, G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis / G. Sannino // J Oral Implantol. – 2015. – Vol. 41, no. 2. – P. 163–171.
 38. A finite element analysis to study the stress distribution on distal implants in all-on-six treatment concepts as affected by tilted and short implant / M. Ulu, M. Yasin, O. Şahin, H. Akçay // J Oral Implantol. – 2024. – Vol. 50, no. 3. – P. 245–253.
 39. Ozan, O. Biomechanical comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in all-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis / O. Ozan, S. Kurtulmus-Yilmaz // Int J Oral Maxillofac Implants. – 2018. – Vol. 33, no. 1. – P. 64–71.
 40. Сайт производства «АПТ Стомус» : [сайт]. – URL: <https://art.stomus.ru/> (дата обращения: 07.12.2025).
 41. Сайт стоматологического центра «Стомус» : [сайт]. – URL: <https://clinic.stomus.ru/> (дата обращения: 07.12.2025).
 42. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses / A. Caglar, C. Aydin, J. Ozen, C. Yilmaz, T. Korkmaz // Int J Oral Maxillofac Implants. – 2006. – Vol. 21, no. 1. – P. 36–44.
 43. Geng, J.P. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature / J.P. Geng, K.B. Tan, G.R. Liu // J Prosthet Dent. – 2001. – Vol. 85, no. 6. – P. 585–598.
 44. Soloviev, D. Acetabular implant finite element simulation with customised estimate of bone properties / D. Soloviev, L. Maslov, M. Zhmaylo // Materials. – 2023. – Vol. 16, no. 398. – P. 398.
 45. Finite element analysis of customized acetabular implant and bone after pelvic tumour resection throughout the gait cycle / L. Maslov, A. Borovkov, I. Maslova, D. Soloviev, M. Zhmaylo, F. Tarasenko // Materials. – 2021. – Vol. 14, no. 22. – P. 7066.
 46. Misch, C.E. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement / C.E. Misch, Z. Qu, M.W. Bidez // J Oral Maxillofac Surg. – 1999. – Vol. 57, no. 6. – P. 700–706.

Финансирование. Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 23-19-00882-П, <https://rscf.ru/project/23-19-00882-П/>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF BIOMECHANICS IN PROSTHETICS WITH ORTHOPEDIC CONSTRUCTION BASED ON FOUR IMPLANTS FOR VARIOUS CHEWING LOAD SCENARIOS

E.A. Sadovchenko¹, E.M. Chernovol^{2,3}, M.A. Zhmaylo¹, A.I. Borovkov¹

¹ Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University, Saint Petersburg, Russian Federation

² North-Western State Medical University named after I.I. Mechnikov, Saint Petersburg, Russian Federation

³ The ART Stomus Research and Production Complex, Leningrad Region, Russian Federation

ARTICLE INFO

Received:

Approved:

Accepted for publication:

Key words:

finite element modeling, biomechanics, dental orthopedics, prosthetics, dental implants, computed tomography, bone tissue, lower jaw, beam, abutment, screw

ABSTRACT

The paper presents a comparative biomechanical analysis of an implant system supported by four implants using Russian dental implants from the A2 Classic and A2 Rock lines, which differ in size and shape. The aim of the study is to determine the rational configuration of the system that ensures minimal stress in the bone tissue of the lower jaw under physiological loads. A total of eight different loading scenarios simulating chewing forces were considered. Maximum stresses in bone tissue occur under distributed loads, characterizing full occlusal compression along the entire length of the mandible (No. 6), and local posterior loads simulating chewing forces in the distal implant region (No. 8). It has been established that the use of implants from the A2 Rock line has the most favorable effect on the stress-strain state of the bone tissue of the lower jaw compared to other configurations considered. The most loaded elements of the implant system are the multi-units and the prosthetic bar, however, the maximum stresses in them do not exceed the yield strength of the titanium alloy, which confirms a moderate level of mechanical stress. At the same time, the geometric differences between the implants have virtually no effect on the stress-strain state of the implant system itself.
