

Математическое моделирование окклюзионной нагрузки на мостовидный протез с винтовой фиксацией на прямых универсальных конусных и плоских абатментах

Р.К. Караев¹, Н.А. Гусейнов², Н.Р. Саперова, Н.М. Белова

¹ ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов»

² ООО «Центр Современной стоматологии»

РЕЗЮМЕ

В настоящем математическом эксперименте проведено сравнительное исследование микродеформаций и эквивалентных напряжений по Мизесу, возникающих в элементах двух ортопедических мостовидных конструкциях с различной формой абатментов методом конечных элементов. Также проведено сравнение пределов прочности обеих конструкций. Исследуемые конструкции имели одинаковую внешнюю геометрию и соответствовали двум премолярам и первому моляру. Отличие исследуемых моделей было в супраструктурах, которые вставляются и фиксируются в имплантатах и являются опорой для искусственных коронок. В первой модели использовали плоскостные супраструктуры (или flat-абатменты), во второй модели – конусные супраструктуры (или универсальные мультиюниты). Полученные данные свидетельствуют о клинической значимости выбора оптимальной формы абатмента при планировании хирургического вмешательства и прогнозировании последующих результатах лечения пациентов.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: дентальные имплантаты, конусные абатменты, плоские абатменты, математическое моделирование, прочностные характеристики, микродеформации, эквивалентные напряжения по Мизесу, метод конечных элементов.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Mathematical modeling of occlusion load on a screw-retained bridge prosthesis on straight universal conical and flat abutments

R.K. Karayev¹, N.A. Guseynov², N.R. Saperova, N.M. Belova

¹ Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Professional Education «Peoples' Friendship University of Russia»

² Center of Modern Dentistry LLC

SUMMARY

In this mathematical experiment, a comparative study of microdeformations and von Mises equivalent stresses arising in the elements of two orthopedic bridge structures with different abutment shapes was conducted using the finite element method. The strength limits of both structures were also compared. The structures under study had the same external geometry and corresponded to two premolars and the first molar. The difference between the models under study was in the superstructures that are inserted and fixed in the implants and serve as a support for artificial crowns. The first model used flat superstructures (or flat abutments), while the second model used conical superstructures (or universal multi-units). The data obtained indicate the clinical significance of choosing the optimal abutment shape when planning surgical interventions and predicting subsequent patient treatment results.

KEYWORDS: dental implants, conical abutments, flat abutments, mathematical modeling, strength characteristics, microdeformations, von Mises equivalent stresses, finite element method.

CONFLICT OF INTEREST. The authors declare that they have no conflicts of interest.

В быстро развивающейся области стоматологии, такой как дентальная имплантология, одной из ключевых задач сегодня является достижение клинически эффективных результатов лечения. Этому в значительной степени способствует разработка новых медицинских изделий и технологически усовершенствованных дентальных имплантатов. При этом ведущим фактором остается биофизическая составляющая, которая должна полноценно имитировать натуральные зубы и обладать высокими прочностными и долговечными характеристиками [1, 2].

Автоматизированный инженерный анализ является эффективным методом оценки прочности, надежности и предельных физических параметров. Его использование

позволяет определить эффективность, функциональность и конкурентоспособность изделия, а также содействует совершенствованию конструкций дентальных имплантатов. При этом наиболее значимым исследуемым параметром являются микродеформации конструкции в целом и отдельных ее узлов [3].

Микродеформация – это небольшая, зачастую локальная деформация материала на микроскопическом уровне. В контексте прочностных расчетов методом конечных элементов (МКЭ), микродеформация может относиться к изменениям формы и размеров элементов материала, которые находятся в пределах малых масштабов, например, на уровне зерен в поликристаллических материалах или в областях изначальной микроструктуры [4].

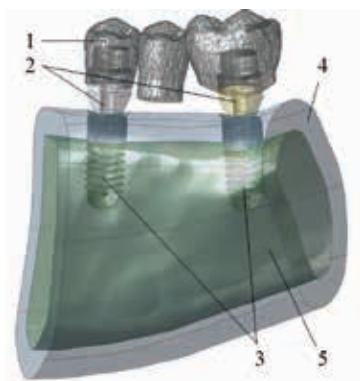


Рисунок 1. Общий вид математической модели: 1 – мостовидный протез; 2 – абатменты; 3 – имплантаты в позиции 3.4, 3.6; 4 – кортикальная кость; 5 – губчатая кость

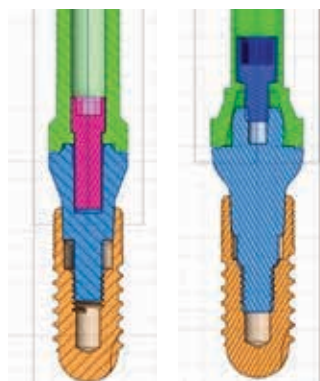


Рисунок 2. Схема строения сборки опоры мостовидного протеза. А – имплантат (коричневый цвет), плоскостная супраструктура (синий цвет); абатмент плоской супраструктуры (зеленый цвет), фиксирующий винт (розовый цвет). Б – имплантат (коричневый цвет), конусная супраструктура (синий цвет); абатмент конусной супраструктуры (зеленый цвет); фиксирующий винт (зеленый цвет)



Рисунок 3. А – трехмерная модель ПС. Оранжевым цветом выделена контактная поверхность площадью 9,4 мм², на которую опирается абатмента плоской супраструктуры; Б – фиксирующий винт для ПС диаметром головки 2 мм, диаметр резьбы 1,372 мм, площадь контактной поверхности 1,2547 мм²



Рисунок 4. А – трехмерная модель КС. Оранжевым цветом выделена контактная поверхность площадью 10,5 мм², на которую опирается абатмента конической супраструктуры; Б – фиксирующий винт для КС диаметром головки 2,15 мм, диаметр резьбы 1,206 мм, площадь контактной поверхности 1,8634 мм²



При анализе методом конечных элементов, микродеформация может быть важна по нескольким причинам [5–7]:

- Точный учет поведения материала: Микродеформации могут существенно влиять на общее поведение материала, особенно в компонентах, испытывающих сложные формы нагрузок и работающих в критических условиях. Понимание этих деформаций помогает более точно прогнозировать поведение всего изделия.
- Прогнозирование повреждений и трещин: Появление микротрещин и их развитие часто начинается с микродеформаций. Моделирование этих процессов позволяет прогнозировать долговечность и надежность изделия.
- Микроструктурный анализ: Для высокотехнологичных материалов, таких как композиты или материалы с мезоструктурой, учет микродеформаций на этапе проектирования и анализа обеспечивает лучшее понимание распределения напряжений и деформаций внутри материала.
- Учет анизотропии и неоднородности материала: Во многих реальных материалах свойства могут значительно различаться в разных направлениях и областях из-за микроструктурных особенностей. МКЭ с учетом микродеформаций позволяет учитывать эти особенности для более точных расчетов.

Таким образом, микродеформация – это ключевой аспект в точных прочностных расчетах и прогнозировании поведения материалов, особенно когда речь идет о компонентах, работающих в экстремальных условиях или сделанных из сложных материалов. Использование метода конечных элементов помогает моделировать эти процессы и получать более надежные и точные результаты.

Материалы и методы

Математическое моделирование проводили методом конечных элементов, реализованным в специализированном программном комплексе ANSYS 20.0.

В настоящем математическом эксперименте проведено сравнительное исследование микродеформаций и эквивалентных напряжений по Мизесу (ЭНМ), возникающих в элементах двух ортопедических мостовидных конструк-

циях, каждая из которых состояла из 3-х искусственных зубов, опирающихся по краям на дентальные имплантаты. Исследуемые конструкции имели одинаковую внешнюю геометрию и соответствовали двум премолярам и первому моляру (рис. 1).

Для расчетов использовали 3D модели ортопедических компонентов и имплантатов системы ИРИС (Инновационной российской имплантационной системы). Имплантаты имели длину 10 мм, диаметр 4 мм.

Отличие исследуемых моделей было в супраструктурах, которые вставляются и фиксируются в имплантатах и являются опорой для искусственных коронок. В первой модели использовали плоскостные супраструктуры (или flat-абатменты), во второй модели – конусные супраструктуры (или универсальные мультиюниты) (рис. 2).

Плоскостные супраструктуры (ПС) и конусные супраструктуры (КС) имеют сходное функциональное назначение, однако используются в различных клинических ситуациях, в зависимости от объема десны в области имплантата. ПС и КС отличаются между собой площадью их контактной поверхности с искусственной коронкой и диаметром винтов, прижимающих коронки к ПС и КС (рис. 3 и 4).

В связи с вышесказанным, задачей данного математического эксперимента явилось выявление влияния вида супраструктуры (ПС или КС) на то, какие микродеформации формируется в описанных конструкциях в целом и в их отдельных элементах, и как в них распределяются эквивалентные напряжения по Мизесу. Также проведено сравнение пределов прочности обеих конструкций.

В настоящих вычислениях, все материалы рассматривались как изотропные и гомогенные. В качестве механических характеристик материалов были использованы следующие: модуль упругости (модуль Юнга) и коэффициент Пуассона (см. таблицу).

Таблица 1
Механические характеристики материалов расчетной модели

Элемент конструкции / Материал	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
Мостовидный протез / Диоксид циркония	200	0,3
Опора мостовидного протеза, плоскостной абатмент, конусный абатмент, фиксирующие винты/Grade 5	110	0,34
Имплантат/Grade 4	100	0,36
Кортикальная кость	14	0,3
Губчатая кость	0,5	0,2

Количество конечных элементов в компонентах конструкций составило: имплантат – 83 3603 элемента, плоскостная супраструктура – 173 889 элементов; абатмент для плоской супраструктуры (АПС) – 87 598 элементов, фиксирующий винт АПС – 48 401 элемент, конусная супраструктура – 219 725 элементов; абатмент конусной супраструктуры (АКС) – 98 315 элементов; фиксирующий винт АКС – 33 786 элементов, тело челюсти – 1 611 510 элементов. Размер конечных элементов во внутреннем объеме составлял 0,4 мм, на контактных поверхностях 0,1 мм.

Поведение границы раздела между костными слоями и деталями из титана принималось связанным в обоих направлениях: нормальном и касательном; в этом случае данные детали ведут себя как единое целое. Между контактными поверхностями всех титановых сопрягающихся деталей учитывалось стандартное контактное взаимодействие с возможностью замыкания, размыкания и проскальзывания с коэффициентом трения равным 0,3. Граничным условием является фиксация модели кости по торцевым граням.

Перед нагружением, конструкция «активировалась», проводили затяжку супраструктур в имплантатах с усилием 25 Н·см, что при известных параметрах резьбового соединения и коэффициенте трения между материалами $k=0,3$ дает осевое усилие равное 400 Н. Фиксирующие винты абатментов АПС и АКС затягивали с усилием 15 Н·см, что при известных параметрах резьбового соединения и коэффициенте трения между материалами $k=0,3$ дает осевое усилие равное 400 Н.

Резьбовые участки на фиксирующем винте и на ответной стороне имплантата в модели представлены гладкими поверхностями, при этом характерное неравномерное распределение напряжений по виткам вычисляется косвенно, с помощью специально разработанной модели поведения

контактной поверхности между ними с учетом заданных параметров резьбы (средний диаметр, угол резьбы, шаг и заходность).

Нагружение конструкций осуществлялось в три этапа: на первом этапе происходит затяжка резьбы супраструктуры (конусной или плоскостной в 1 и 2 моделях) в импланте с осевым усилием 25 Н/см²; далее затягивался винт фиксирующий абатмент с коронкой к супраструктуре (конусной или плоскостной в 1 и 2 моделях) с усилием 15 Н/см². Затяжка резьбовых частей проводилась за счет задания осевого усилия затяжки на поверхность стержня фиксирующего винта. На 3 этапе затяжки фиксировались супраструктур и фиксирующих винтов абатментов и прикладывается окклюзионная нагрузка.

Нагружение каждой модели осуществлялось на плоскость на жевательной поверхности мостовидного протеза. Моделировали двумя видами нагрузки: вертикальной окклюзионной силой и комбинированной. В первой серии расчетов вертикальная нагрузка составляла 100 Н. Во второй серии расчетов вертикальная нагрузка (ось Z) составила 137,2 Н, нагрузка в язычном направлении (ось X) составила 17,1 Н, нагрузка в мезиальном направлении $F_y = 6,06$ Н.

После сборки расчетной модели проводилась ее проверка и корректировка: оценивалось качество сетки, правильность работы контактов (линейные и нелинейные) между элементами; отсутствие интерференции (пересечения) тел в модели; корректность усилия затяжки; соответствие сил реакции в граничных условиях приложенным нагрузкам (при отсутствии внешнего усилия, только при силах затяжки реакции должны быть около нуля); правильность назначения материалов; выбор величина шага по нагрузке при затяжке и при силовом воздействии; настройки решателя (прямой или итерационный).

Результаты и обсуждение

На рисунке 5 (А и Б) представлена цветовая схема микродеформации обеих конструкций и их отдельных элементов. Распределение цветов от синего к красному соответствует увеличению микродеформации. Цветовая шкала имеет численные значения. На вершине шкалы отображено значение максимальной микродеформации соответствующего элемента. Следует помнить, что микродеформация является величиной без единиц измерения. В настоящем исследовании выявление микродеформаций проводилось в двух одинаковых по внешней геометрии ортопедических конструкциях, но имеющих при этом различные супраструктуры: плоские и конические.

На рисунках 6, 7, 8 представлены результаты статического структурного анализа для эквивалентного напряжения по von Mises (ЭН, Equivalent Stress). Оба анализа выполнены для одного мостовидного протеза на КС и ПС. Максимальное значение отмечается на первой конструкции, опирающейся на КС: 789,65 МПа (минимальное значение: 0,0011649 МПа); значения напряжения в отдельных узлах: узел 740665: 31,148 МПа; узел 884779: 0,29265 МПа; узел 884797: 28,793 МПа. Максимальное значение: на второй конструкции, опирающейся на КС: 679,13 МПа

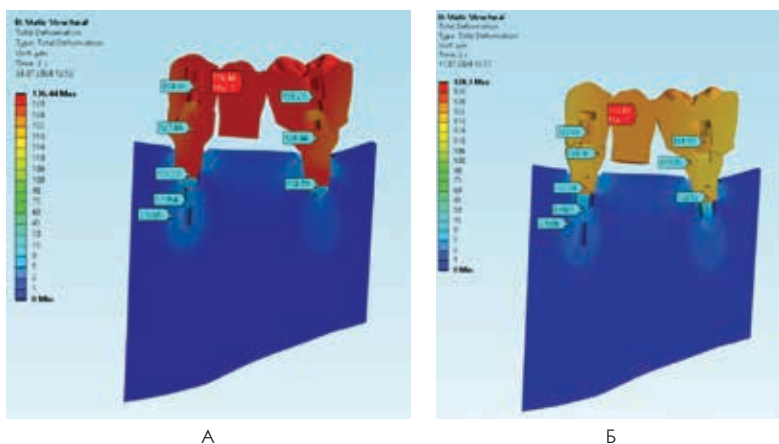


Рисунок 5. Общий вид в разрезе, визуальное представление микродеформаций ортопедической конструкции, опирающейся на имплантаты в проекции 3.4, 3.6. А – фиксация протеза на прямых универсальных абатментах; Б – фиксация протеза на прямых плоских абатментах

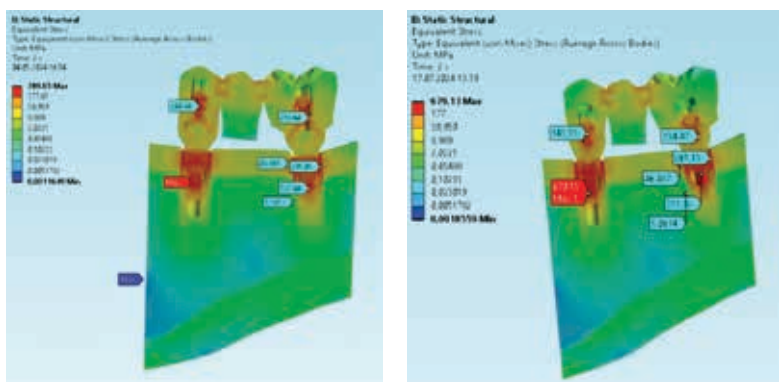


Рисунок 6. Напряжение по фон Мизесу в расчетной модели с опорой на конусных абатментах. Максимальное напряжение 789,65 МПа в области резьбы конусного абатмента 3.4

Рисунок 7. Напряжение по фон Мизесу в расчетной модели с опорой на конусных абатментах. Максимальное напряжение 676,45 МПа в области резьбы конусного абатмента 3.4

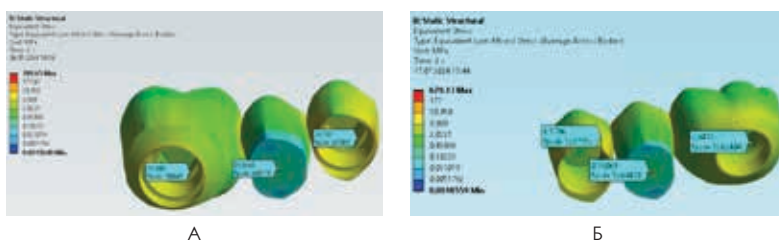


Рисунок 8. Визуальное представление ЭН мостовидного протеза под нагрузкой на имплантатах в проекции 3.4, 3.6. А – фиксация протеза на прямых универсальных абатментах; Б – фиксация протеза на прямых плоских абатментах

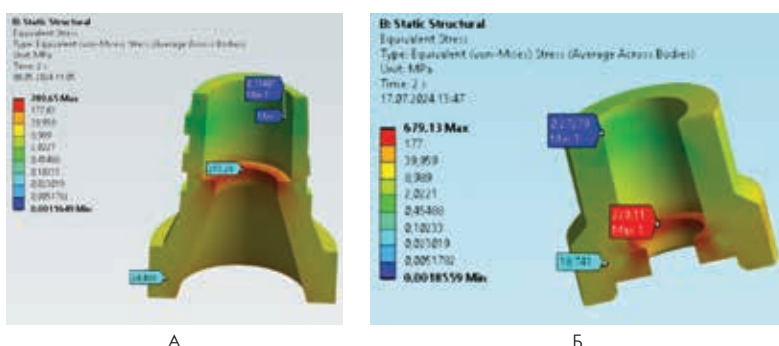


Рисунок 9. Визуальное представление ЭН мостовидного протеза под нагрузкой на имплантатах в проекции 3.4, 3.6. А – фиксация протеза на прямых универсальных абатментах; Б – фиксация протеза на прямых плоских абатментах

(минимальное значение: 0,0018559 МПа). Значения напряжения в отдельных узлах: узел 5237152: 6,5706 МПа, узел 5269430: 0,38069 МПа, узел 5262404: 2,8412 МПа.

Обе конструкции испытывают напряжения, но значения существенно отличаются. На напряжение в мостовидном протезе на КС на 110,52 МПа выше, чем на таком же протезе с опорой на ПС. Эти различия могут быть обусловлены различной геометрией опорных элементов, а именно КС (конусной супраструктуры) и ПС (плоской супраструктуры) внешними условиями, материалами или изменениями в самой конструкции между датами проведения анализов.

На рисунках 9 и 10 представлены результаты статического структурного анализа ЭН для абатментов, которые вклеены в мостовидный протез и прикручиваются в первом случае к КС, во втором к ПС. Из-за этого конструкции имеют разные геометрические параметры, что влияет на распределение напряжений. В 1-й конструкции (абатмент для КС) максимальное напряжение составляет 789,65 МПа. Во 2-й конструкции (абатмент для ПС) Максимальное напряжение составляет 557,52 МПа. Из этих данных видно, что первая конструкция испытывает на 232,13 МПа больше. В конструкции 1 наблюдаются большие диапазоны высоких напряжений (вплоть до 177,63 МПа), в то время как у конструкции 2 эти значения ниже (до 125,47 МПа).

Также видно, что в каждой мостовидной конструкции независимо от опоры мостовидного протеза (3.4 или 3.6) напряжения в абатментах одинаковые. Это можно объяснить тем, что сила прикладывается посередине мостовидного протеза.

На рисунках 11 и 12 представлены результаты статического структурного анализа ЭН для микровинтов абатментов, которые вклеены в мостовидный протез и прикручиваются этими микровинтами в первом случае к КС, во втором к ПС. Из-за этого конструкции имеют разные геометрические параметры, что влияет на распределение напряжений. В 1-й конструкции максимальное значение напряжения составляет 789,65 МПа, что на 110,52 МПа больше, чем во 2-й конструкции, где максимальное значение напряжения составляет 679,13 МПа.

На рисунках 13 и 14 представлены результаты статического структурного анализа для эквивалентного напряжения по von Mises (ЭН, Equivalent Stress) в первом случае для КС (рисунки А), во втором для ПС (рисунки Б). В 1-й конструкции максимальное зна-

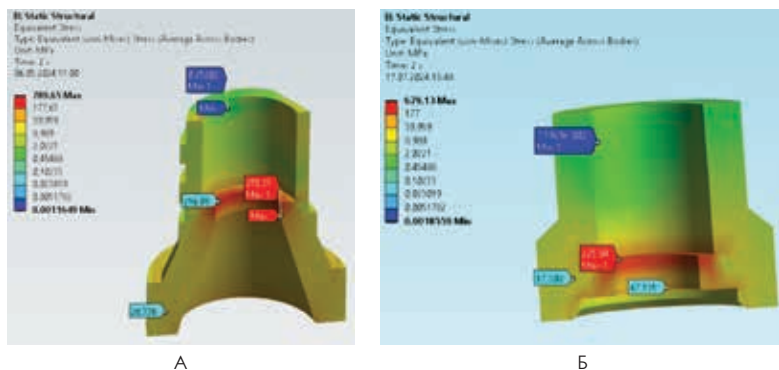


Рисунок 10. А – максимальное ЭН абатмента для КС 3.6 – 789 МПа; Б – максимальное ЭН абатмента для ПС 3.4 – 679,13 МПа

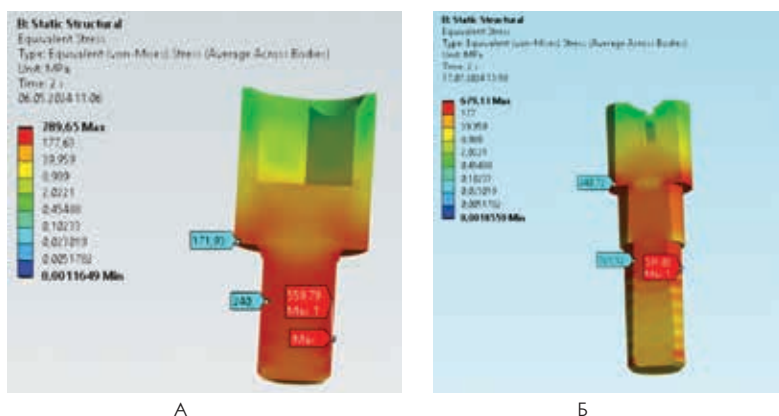


Рисунок 11. А – максимальное ЭН винта абатмента для КС в проекции 3.4 – 789 МПа; Б – максимальное ЭН винта абатмента для ПС в проекции 3.4 – 679,13 МПа

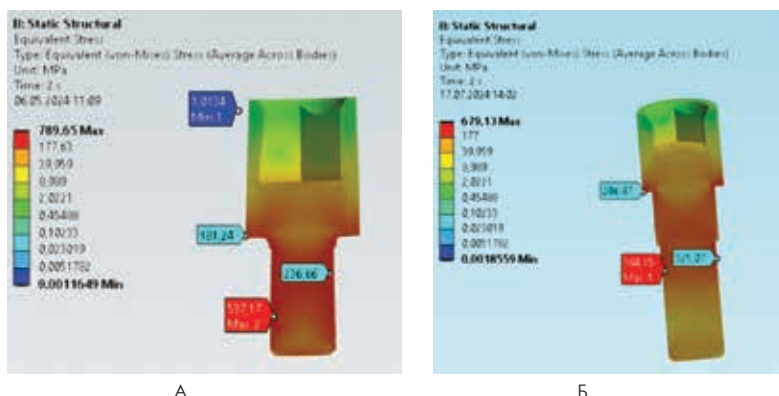


Рисунок 12. А – максимальное ЭН винта абатмента для КС в проекции 3.6 – 789 МПа; Б – Максимальное ЭН винта абатмента для ПС в проекции 3.6 – 679,13 МПа

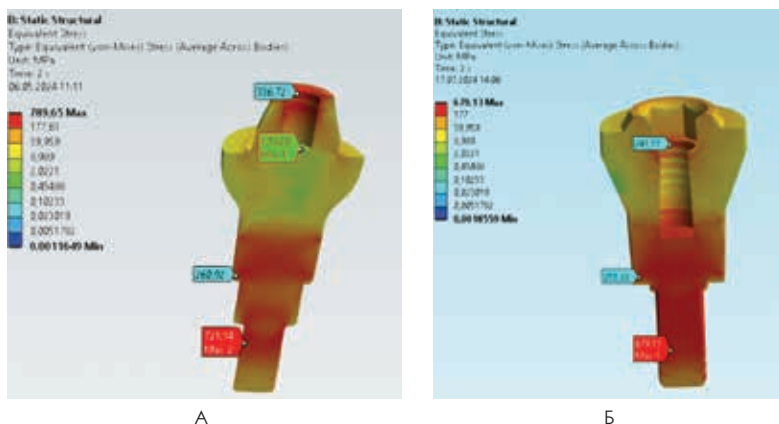


Рисунок 13. А – максимальное ЭН конусной супраструктуры (КС) в проекции 3.4 – 789 МПа; Б- Максимальное ЭН плоской супраструктуры (ПС) в проекции 3.4 – 679,13 МПа

чение напряжения составляет 789,65 МПа, что на 110,52 МПа больше, чем во 2-й конструкции, где максимальное значение напряжения составляет 679,13 МПа. Область максимального ЭН в обеих супраструктурах находится в верхней части резьбы супраструктуры. Учитывая, что диаметр обоих винтов одинаковый, то запас прочности винта в 1 конструкции меньше. Максимальное ЭН в КС (789,65 МПа) находится ниже предела прочности для изделий из сплава Grade V (895–930 МПа). Максимальное ЭН напряжения в ПС (679,13 МПа) также находится значительно ниже предела прочности (895–930 МПа). Поэтому обе конструкции смогут выдержать максимальные напряжения, не разрушаясь, так как максимальное напряжение ниже предела прочности. Разница в прочности составляет 16,27% (110,52 МПа) ое значение напряжения составляет 679,13 МПа.

На рисунках 15 и 16 представлены результаты статического структурного анализа для эквивалентного напряжения по von Mises (ЭН, Equivalent Stress) в первом случае для имплантатов, являющихся опорам мостовидных протезов. В первой конструкции в имплантаты вкручены КС (рисунки А), во втором ПС (рисунки Б). В 1-й конструкции максимальное значение напряжения составляет 789,65 МПа (это разрушающее значение, выше предела прочности), что на 110,52 МПа больше, чем во 2-й конструкции, где максимальное значение напряжения составляет 679,13 МПа (это разрушающее значение, выше предела прочности). Область максимального ЭН в обоих имплантатах находится в области шеек и в резьбе для супраструктуры. Учитывая, что диаметр обоих винтов одинаковый, то запас прочности винта в 1 конструкции меньше. Максимальное ЭН в КС (789,65 МПа) находится ниже предела прочности для изделий из сплава Grade IV (895–930 МПа). Максимальное ЭН напряжение в ПС (679,13 МПа) также находится значительно ниже предела прочности (550 МПа). Поэтому обе конструкции смогут выдержать максимальные напряжения, не разрушаясь, так как максимальное напряжение ниже предела прочности. Разница в прочности составляет 16,27% (110,52 МПа).

На рисунках 17 и 18 представлены результаты статического структурного анализа для ЭН костной ткани, в которой расположены интегрированные дентальные имплантаты, являющиеся опорами мостовидных протезов. В первой конструкции (рисунки А) в имплантаты вкручены КС (рисунки А), во втором ПС (рисунки Б), т. е. нагрузка на кость в первом случае передается с мостовидного

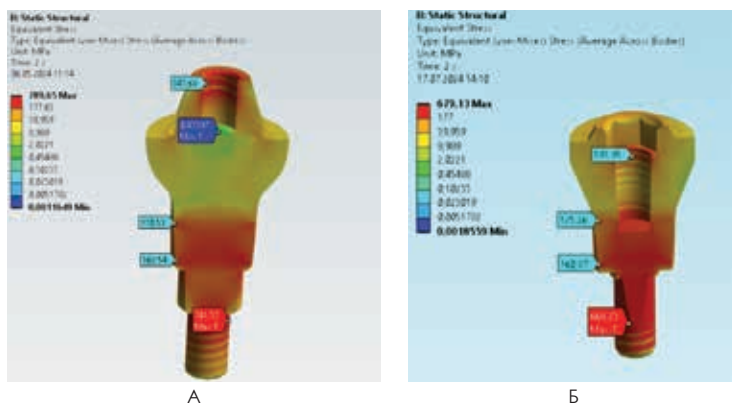


Рисунок 14. А – максимальное ЭН конусной супраструктуры (КС) в проекции 3,6 – 789 МПа; Б – максимальное ЭН плоской супраструктуры (ПС) в проекции 3,6 – 679,13 МПа

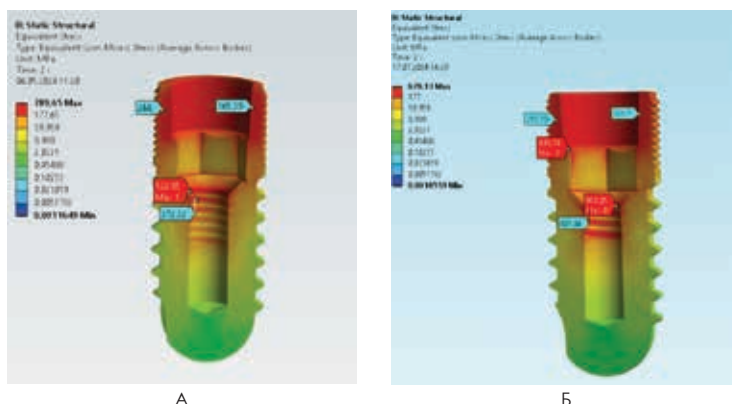


Рисунок 15. А – максимальное ЭН в имплантате с конусной супраструктурой (КС) в проекции 3,4 – 789 МПа; Б – максимальное ЭН в имплантате с плоской супраструктурой (ПС) в проекции 3,4 – 679,13 МПа

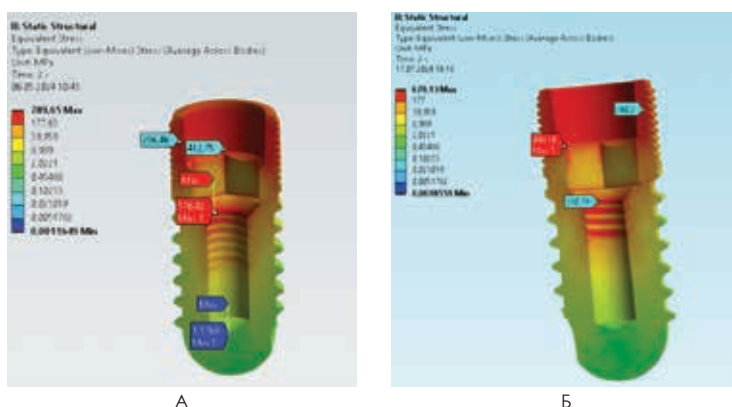


Рисунок 16. А – максимальное ЭН в имплантате с конусной супраструктурой (КС) в проекции 3,6 – 789 МПа; Б – максимальное ЭН в имплантате с плоской супраструктурой (ПС) в проекции 3,6 – 679,13 МПа

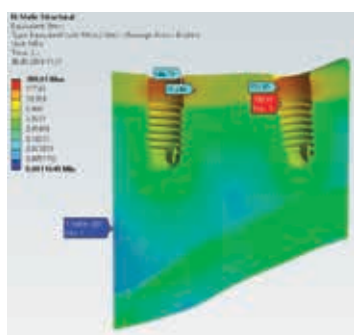


Рисунок 17. Напряжение по фон Мизесу альвеолярная часть

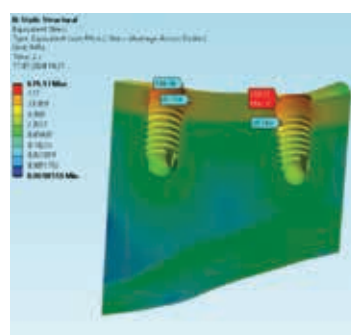


Рисунок 18. Напряжение по фон Мизесу альвеолярная часть

протеза через КС, во втором случае через ПС. В 1-й конструкции максимальное значение напряжения составляет 789,65 МПа (это разрушающее значение, выше предела прочности), что на 110,52 МПа больше, чем во 2-й конструкции, где максимальное значение напряжения составляет 679,13 МПа (это разрушающее значение, выше предела прочности).

Область максимального ЭН в обоих имплантатах находится в кортикальном слое, в проекции шеек имплантатов, снижается в сторону проекции апекса имплантатов. Костная ткань в области обоих опорных имплантатов имеет сходное ЭН.

Распределение нагрузки в 1 модели имеет следующий характер: высокие напряжения – 789,65 МПа (красный цвет) – такие зоны занимают примерно 10% всей поверхности; 600–700 МПа (оранжевый) – около 15% поверхности; 400–600 МПа (желтый цвет) – 20% поверхности. Средние напряжения – 200–400 МПа (зеленый цвет), занимают около 20% поверхности. Напряжение 50–200 МПа (светло-синий), занимают примерно 25%. Минимальные напряжения (0–50 МПа) – примерно 10% поверхности.

Распределение нагрузки во 2 модели следующие: красный 679,13 МПа) примерно МПа – 8% всей поверхности; оранжевый (500–600 МПа) – 12% поверхности; желтый (примерно 300–500 МПа): – 18% поверхности; зеленый (примерно 150–300 МПа): – 30% поверхности; светло-синий (примерно 50–150 МПа): – 22% поверхности; синий (примерно 0–50 МПа): – 10% поверхности.

Заключение

Изучение напряженно-деформированного состояния конструкций с абатментами различных форм с применением компьютерного моделирования дает возможность заранее оценить их биомеханическое поведение, поскольку на основе цветового распределения в графическом представлении можно сделать выводы о том, как конструкция выдерживает нагрузки. При использовании конусной супраструктуры конструкция имеет меньшее сопротивление деформации, что связано с перераспределением нагрузки, в том числе на границе «кость – тело имплантата», однако распределение нагрузок по поверхности происходит равномерно, с небольшим количеством критически высоких напряжений. Плоскостная супраструктура также имеет исключительные напряжения, но они менее выражены и занимают меньшие области поверхности, что говорит о более равномерной нагрузке и, возможно, большей прочности конструкции в целом. Проведенный сравнительный анализ углубляет понимание клинической значимости выбора оптимальной формы абатмента при планировании хирургического вмешательства и прогнозировании последующих результатах лечения пациентов.

Список литературы / References

1. Jin HW, Numbissi S, Wiedemann TG. Comparison of Zirconia Implant Surface Modifications for Optimal Osseointegration. *J Funct Biomater*. 2024 Apr 2;15(4). doi: 10.3390/jfb15040091. Review. PubMed PMID: 38667548; PubMed Central PMCID: PMC11051113.
2. Wang CF, Liu S, Hu LH, Yu Y, Peng X, Zhang WB. Biomechanical behavior of the three-dimensionally printed surgical plates for mandibular defect reconstruction: a finite element analysis. *Comput Assist Surg (Abingdon)*. 2023 Dec;28(1):2286181. doi: 10.1080/24699322.2023.2286181. Epub 2023 Nov 27. PubMed PMID: 38010807.
3. Rahmatian M, Jafari Z, Moghaddam KN, Dianat O, Kazemi A. Finite Element Analysis of Fracture Resistance of Mandibular Molars with Different Access Cavity Designs. *J Endod*. 2023 Dec;49(12):1690–1697. doi: 10.1016/j.joen.2023.09.014. Epub 2023 Oct 5. PubMed PMID: 37804945.
4. Dejak B, Motkowski A. A comparison of mvM stress of inlays, onlays and endo-crowns made from various materials and their bonding with molars in a computer simulation of mastication – FEA. *Dent Mater*. 2020 Jul;36(7):854–864. doi: 10.1016/j.dental.2020.04.007. Epub 2020 May 27. PubMed PMID: 32473834.
5. Surlari Z, Budală DG, Lupu CI, Stelea CG, Butnaru OM, Luchian I. Current Progress and Challenges of Using Artificial Intelligence in Clinical Dentistry-A Narrative Review. *J Clin Med*. 2023 Nov 28;12(23). doi: 10.3390/jcm12237378. Review. PubMed PMID: 38068430; PubMed Central PMCID: PMC10707023.
6. Elsayyad AA, Abbas NA, AbdelNabi NM, Osman RB. Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: A 3D finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2020 Jul;124(1):68.e1–68.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.015. Epub 2020 Mar 19. PubMed PMID: 32199642.
7. Freitas A, Demeneghi NC, Barin FR, Battaglin LR, Pires RE, Giordano V, Pipkin Type-II Femoral Head Fracture – A Biomechanical Evaluation by the Finite-Element Method. *Rev Bras Ortop (Sao Paulo)*. 2023 Jun;58(3):507–513. doi: 10.1055/s-0042-1756326. eCollection 2023 Jun. PubMed PMID: 37396077; PubMed Central PMCID: PMC10310412.

Статья поступила / Received 06.01.2024
Получена после рецензирования / Revised 08.11.2024 г.
Принята в печать / Accepted 08.11.2024 г.

Информация об авторах

Караев Рабадан Караевич¹, аспирант кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии

E-mail: dr.karaev@mail.ru. ORCID 0009-0002-1403-8117

Гусейнов Ниджат Айдын оглы², к.м.н.; врач-стоматолог

E-mail: nid.gus@mail.ru. ORCID 0000-0001-7160-2023

Саперова Надежда Руслановна³, к.м.н., доцент кафедры общей и хирургической стоматологии

E-mail: saperova.n@mail.ru. ORCID: 0000-0002-6862-216X. SPIN-код: 8533-4020. AuthorID: 742236

Белова Надежда Михайловна³, к.м.н., доцент кафедры общей и хирургической стоматологии

E-mail: belovanadezhda-m@mail.ru. ORCID: 0000-0002-6164-4577. SPIN-код: 1539-0670. AuthorID: 746933

¹ ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов»

² ООО «Центр Современной стоматологии»

³ ФГБОУ ДПО Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования Министерства Здравоохранения России, г. Москва

Контактная информация:

Гусейнов Ниджат Айдын оглы. E-mail: nid.gus@mail.ru

Для цитирования: Караев Р.К., Гусейнов Н.А., Саперова Н.Р., Белова Н.М.. Математическое моделирование окклюзионной нагрузки на мостовидный протез с винтовой фиксацией на прямых универсальных конусных и плоских абатментах // Медицинский алфавит. 2024; (28):75–81. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2024-28-75-81>

Author information

Karayev Rabadan Karaevich¹, post-graduate student, Department of Maxillofacial Surgery and Surgical Dentistry

E-mail: dr.karaev@mail.ru. ORCID 0009-0002-1403-8117

Guseynov Nidjat Aydin ogli², phd; dentist, Center of Modern Dentistry LLC

E-mail: nid.gus@mail.ru. ORCID 0000-0001-7160-2023

Saperova Nadezhda Ruslanovna³, Candidate of Medical Sciences, Associate Professor of the Department of General and Surgical Dentistry

E-mail: saperova.n@mail.ru. ORCID: 0000-0002-6862-216X. SPIN-код: 8533-4020. AuthorID: 742236

Belova Nadezhda Mikhailovna³, Ph.D. of Medical Sciences, Associate Professor of the Department of General and Surgical Dentistry

E-mail: belovanadezhda-m@mail.ru. ORCID: 0000-0002-6164-4577. SPIN-код: 1539-0670. AuthorID: 746933

¹ Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Professional Education «Peoples' Friendship University of Russia»

² Center of Modern Dentistry LLC

³ GBOU DPO Russian Medical Academy of Continuing Professional Education of the Ministry of Health of Russia, Moscow

Contact information

Guseynov Nidjat Aydin ogli. E-mail: nid.gus@mail.ru

For citation: Karayev R.K., Guseynov N.A., Saperova N.R., Belova N.M. Mathematical modeling of occlusion load on a screw-retained bridge prosthesis on straight universal conical and flat abutments // Medical alphabet. 2024; (28):75–81. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2024-28-75-81>

