



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.1.02

УДК 531/534: [57+61]

## ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ШТИФТОВЫХ КУЛЬТЕВЫХ КОНСТРУКЦИЙ ИЗ ДИОКСИДА ЦИРКОНИЯ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ CAD/CAM-ТЕХНОЛОГИЙ

М.В. Джалалова<sup>1</sup>, А.Г. Степанов<sup>2</sup>, С.В. Апресян<sup>2</sup>, А.И. Оганян<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Институт механики Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Москва, Россия

<sup>2</sup> Российский университет дружбы народов, Москва, Россия

<sup>3</sup> Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова, Москва, Россия

### О СТАТЬЕ

Получена: 10 ноября 2022

Одобрена: 06 февраля 2023

Принята к публикации: 27 марта 2022

### Ключевые слова:

монолитные штифтовые конструкции, конечно-элементная модель, диоксид циркония, напряжения по Мизесу, перемещения, вертикальная нагрузка, нагрузка под углом 45°.

### АННОТАЦИЯ

Для определения напряженно-деформированного состояния штифтовых культевых конструкций из диоксида циркония были проведены численные исследования. Расчетные модели представляли собой часть зубочелюстного сегмента (ЗЧС) в форме цилиндра, составленного из однокорневого зуба, дентина, периодонтальной связки, компактной кости альвеолы, десны, губчатой кости и ортопедической конструкции, состоящей из коронки, фиксированной на штифтовой культевой вкладке. Рассматривались три варианта моделей такой штифтовой конструкции. Численное исследование проводилось для трех различных толщин штифтовой части конструкции – стержня, которые были смоделированы следующим образом: объем 2-го и 3-го стержня увеличивался в два раза по сравнению с предыдущим: вариант 1 (тонкий стержень), вариант 2 (средний) и вариант 3 (толстый). Методом конечных элементов исследовано поле перемещений и напряжений по Мизесу как в самих конструкциях, так и в окружающих их тканях. Для сравнительного анализа во всех вариантах на окклюзионную поверхность коронки зуба задавались два варианта нагружения: распределенная вертикальная нагрузка 100 Н и такой же величины нагрузка под углом 45°. В результате численных исследований штифтовые конструкции вариантов 2 и 3 показали преимущество перед конструкцией с тонким стержнем (вариант 1) как по перемещениям, так и по напряжениям. К использованию на практике рекомендован вариант 2 (средняя толщина стержня). Конструкции такого типа могут использоваться для восстановления коронковой части зуба при полном её отсутствии или значительном разрушении, а также в качестве опоры мостовидного протеза.

© ПНИПУ

© Джалалова Маргарита Васильевна – к.ф.-м.н., старший научный сотрудник научно-исследовательского института механики, e-mail: [margarita-vd@mail.ru](mailto:margarita-vd@mail.ru) ID: 0009-0004-8866-2937

© Степанов Александр Геннадьевич – д.м.н., профессор, заведующий кафедрой стоматологии, e-mail: [stepanovmd@list.ru](mailto:stepanovmd@list.ru) ID: 0000-0002-6543-0998

© Апресян Самвел Владиславович – д.м.н., профессор кафедры ортопедической стоматологии, e-mail: [dr.apresyan@mail.ru](mailto:dr.apresyan@mail.ru) ID: 0000-0002-3281-707X

© Оганян Алиса Ивановна – старший лаборант кафедры стоматологии и гнатологии, e-mail: [alisa\\_17.07@mail.ru](mailto:alisa_17.07@mail.ru)



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)

## Введение

Восстановление зубов с разрушенной коронковой частью является одной из наиболее актуальных проблем современной стоматологии. Известно, что к разрушению коронковой части зуба приводят кариес и его осложнения, некариозные поражения твердых тканей зубов, врожденные или наследственные пороки развития твердых тканей, травмы. Для восстановления коронковой части зубов применяются стандартные штифты различных фирм и типов из разных конструкционных материалов, а также штифтовые конструкции индивидуального изготовления. Говоря о современных конструкционных материалах в стоматологии, нельзя не сказать о диоксиде циркония, которому свойственна низкая теплопроводность, обеспечивающая стабильность конструкции и защиту тканей зуба от температурных перепадов, а также его эстетичность за счет белого цвета и прозрачности, характерной для живых тканей зубов [9].

До недавнего времени изготовление индивидуальных штифтовых конструкций из современного стоматологического материала – диоксида циркония – было весьма проблематичным. Однако введение CAD/CAM-технологий дало толчок к развитию этого направления в ортопедической стоматологии. В настоящее время возможно изготовление большого спектра ортопедических конструкций на основе диоксида циркония: вкладки, виниры, одиночные коронки, мостовидные протезы небольшой протяженности, широко распространено использование его в протезировании дентальных имплантатов. Также диоксид циркония применяется для изготовления штифтовых культевых конструкций.

В отдельных исследованиях была выполнена сравнительная оценка адгезионной прочности соединения диоксида циркония с дентином с применением различных фиксирующих агентов; изучена частота встречаемости дефектов зубов, расположенных ниже уровня десневого края. Были предложены методы изготовления культевых вкладок из диоксида циркония для восстановления зубов с глубокими поддесневыми дефектами, изучалась клиническая эффективность восстановления зубов с такими дефектами с помощью культевых вкладок из диоксида циркония при использовании различных цементов [1; 3–5; 11].

В данной работе в качестве объекта исследования рассмотрена монолитная штифтовая конструкция. Такие конструкции можно использовать для восстановления коронковой части зуба при полном или значительном разрушении коронки, а также в качестве опоры мостовидного протеза. Разрушение коронки зуба обычно приводит к морфологическим изменениям зубных рядов и их деформации, прикуса, дисфункции височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц.

Вместе с тем в доступной литературе нами не обнаружено объективных данных, подтверждающих обоснованность применения диоксида циркония с целью восстановления культи зуба в определенных отделах зубного ряда с учетом различных нагрузок при жевании. В

связи с этим цель исследования настоящей работы состояла в определении влияния толщины внутрикорневой части штифтовой культевой вкладки, изготовленной методом CAD/CAM-фрезерования из диоксида циркония, на распределение полей напряжений и перемещений самой конструкции в корне зуба и окружающих его тканях, и на основе полученных результатов – в выборе оптимальной толщины стержня для практического использования. Известно, что величина диаметра имплантатов значительно влияет на напряжения в кости вокруг имплантатов. Так, в работах [12; 13; 15; 16; 25], в которых проводилось исследование с дентальными имплантатами методом конечных элементов, было выявлено, что диаметр имплантата является более эффективным параметром, чем длина имплантата. Метод конечных элементов является наиболее удобным и часто применимым, поэтому в последнее время наблюдается рост числа публикаций, посвященных определению напряженно-деформированного состояния как самих протезов, так и костной ткани в области их крепления [7; 18; 20–22; 29]. В основном исследовались дентальные имплантаты с разными диаметрами, длиной, формой (цилиндрической и конической), с гладкими имплантатами и резьбой, а также имплантаты-аналоги корня зуба. Изучались разные виды нагрузки: вертикальные и косые 30° и 45°. Для оценки напряженного состояния во всех этих работах рассматривались напряжения по фон Мизесу. Все перечисленные имплантаты конструктивно отличались от изучаемых в данной работе.

## Материалы и методы

В предыдущей нашей работе [2] экспериментально исследовалась конструкция, состоящая из ранее удаленных зубов-премоляров с отсутствующей анатомической коронкой, штифтовой культевой вкладки, искусственной коронки из диоксида циркония, фиксированной на культевой вкладке, и части корня – монолитная конструкция. Конструкция изготавливалась методом компьютерного моделирования и фрезерования CAD/CAM. В экспериментах среднее значение вертикальной нагрузки, при которой происходило разрушение образца, составляло значительную величину – чуть менее 10000 Н. По результатам натуральных и численных исследований напряженно-деформированного состояния (НДС) с помощью МКЭ были выявлены предельные характеристики разрушения, изучены прочностные свойства премоляра и оценена степень неоднородности НДС.

В настоящей работе, являющейся продолжением работы [2], проведено численное исследование такой конструкции, помещенной в зубочелюстную систему (ЗЧС), о влиянии разных толщин штифтов на напряженно-деформированное состояние всей конструкции и окружающих её тканей (ЗЧС ограничена цилиндром). На рис. 1 показаны сечения геометрических моделей, отличающихся толщиной стержней-штифтов. Коронка (серый цвет) и штифтовая конструкция (желтый цвет), состоящие из одного материала – диоксида циркония, спе-

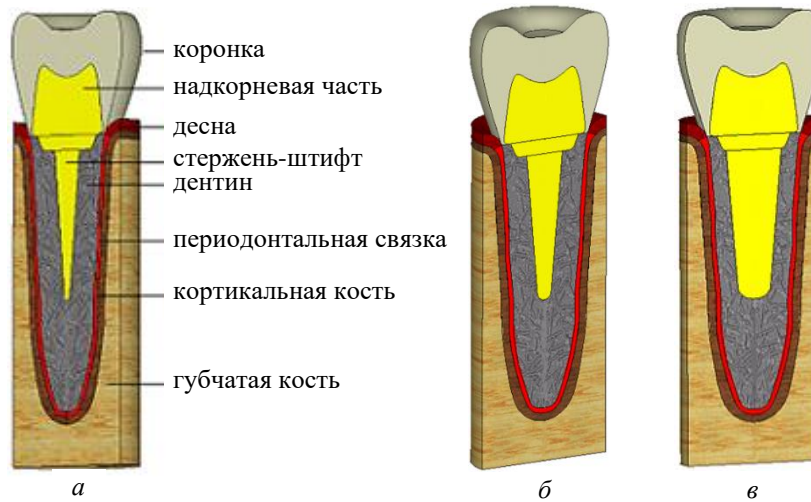


Рис. 1. Сечения геометрических моделей: *а* – тонкий стержень (вариант 1); *б* – средний стержень (вариант 2); *в* – толстый стержень (вариант 3)

специально изображены разными цветами, чтобы выделить монолитную штифтовую конструкцию, включающую внутрикорневую часть (стержень-штифт) и надкорневую (культя). Коронка и надкорневая часть этой конструкции склеены по границе контакта. Толщины стержней подбирались следующим образом: объём тонкого стержня (вариант 1) в два раза меньше объёма среднего стержня (вариант 2), а объём среднего стержня в два раза меньше объёма толстого стержня (вариант 3).

Для построения трёхмерных моделей ЗЧС, включающей однокорневой зуб, коронку, дентин, периодонтальную связку, компактную кость альвеолы, десну, губчатую кость, использовались одонтометрические параметры из работы [6].

Следует подчеркнуть тот факт, что механические свойства зуба различны не только у разных людей, но даже различны в слоях одного и того же зуба, также неоднородны дентин и костная ткань челюсти. Что же касается периодонтальной связки, то это анизотропный материал, выполняющий важную амортизационную функцию, обладающий неодинаковыми свойствами в разных направлениях – периодонтальные волокна имеют радиальное и тангенциальное направления, сплетаясь между собой, имеют разные толщины, промежутки и количество [8; 14; 17]. Так что при расчете практически невозможно учесть неоднородность всех тканей пародонта. В численном исследовании напряженно-деформированного состояния ЗЧС рассматривалась приближенная модель, в которой учитывались механические свойства материалов и тканей зубов в предположении изотропной упругости, характеризуемой модулем Юнга и коэффициентом Пуассона.

**Численное исследование полей напряжений и перемещений штифтовых конструкций и ЗЧС под действием вертикальной нагрузки и под углом 45°**

Задача решалась в общем случае в 3-мерной линейно-упругой постановке методом конечных элементов с использованием программного комплекса ANSYS. Для

построения сетки конечных элементов использовался объемный элемент *Solid 186* – тип конечного элемента для 3-мерного моделирования твердых тел с 20-ю узлами и 3 степенями свободы в каждом узле (перемещение в каждом узле в направлениях X, Y, Z). Значения механических свойств тканей пародонта и материала штифтовой конструкции – модуль Юнга и коэффициент Пуассона, представлены в таблице [10].

Для сравнительного анализа во всех вариантах на окклюзионную поверхность зуба задавались два вида нагружения: распределенная вертикальная нагрузка и такой же величины нагрузка под углом 45°. Выбранная площадь нагружения  $S = 4,93 \text{ мм}^2$  соответствовала площади усеченного конуса индентора при проведении экспериментальных исследований [2]. Величина нагрузки составляла  $F = 100 \text{ Н}$  (усреднённая жевательная нагрузка, используемая во многих работах, например, в [16; 18]), т.е. давление  $p = F/S = 20,3 \text{ МПа}$ . Распределенная нагрузка под углом 45° задавалась на элементы части окклюзионной поверхности – показано красными стрелками на рис. 2, б, на котором изображена часть расчет-

**Механические свойства материалов**

Материалы	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона
Дентин	15	0,32
Периодонт	0,05	0,45
Десна	0,01	0,46
Компактная кость	20	0,30
Губчатая кость	5	0,35
Штифтовая конструкция (диоксид циркония)	210	0,20

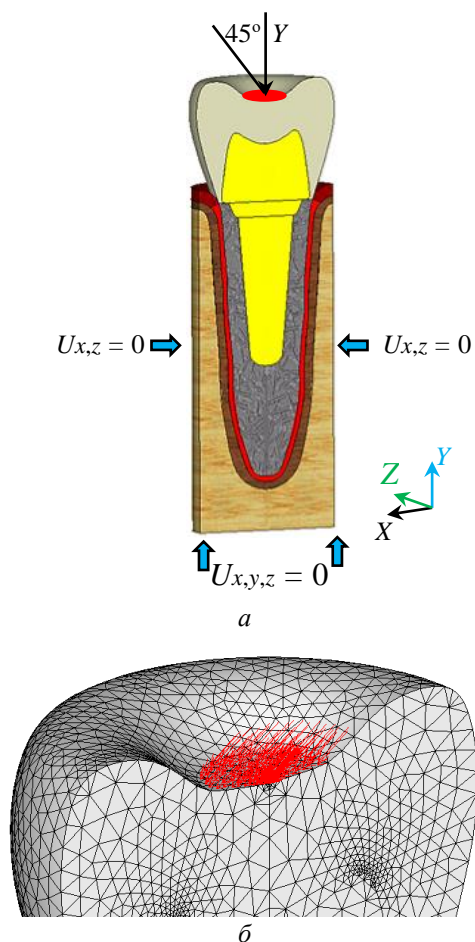


Рис. 2. Схема закрепления и нагружения (а) и нагрузка  $p = 20,3$  МПа под углом  $45^\circ$  на часть окклюзионной поверхности коронки (б)

ной конечно-элементной модели. Граничные условия по перемещениям задавались следующим образом: запрет перемещений на нижней поверхности цилиндра по осям  $X, Y, Z - U_x = U_y = U_z = 0$  и на боковой поверхности цилиндра по  $X, Z$ , ограничивающей ЗЧС, т.е.  $U_x = U_z = 0$  (рис. 2, а). По границам материалов использовалось условие склейки.

## Результаты исследований и обсуждение

На рис. 3–6 представлены результаты численного решения – распределения значений перемещений (в мм) в штифтовой конструкции и зубочелюстном сегменте. На рис. 3 можно видеть, что максимальные перемещения по оси  $Y$  под действием вертикальной нагрузки находятся в верхней части коронки зуба, и для всех 3 вариантов значения практически не отличаются, причем их максимальные величины составляют всего 10 мкм. Нагружение зуба под углом  $45^\circ$  к вертикальной оси  $Y$  (рис. 4) приводит к несимметричному перемещению (в отличие от вертикальной нагрузки) не только самой конструкции, но и тканей ЗЧС – четко видны уровни смещения материалов, показывающие количественное смещение тканей. На всех расчетных

рисунках, кроме конечно-элементной модели на рис. 3, в (а также на рис. 1), не видно границы, разделяющей коронку и верхнюю часть штифтовой конструкции, поскольку они состоят из одинакового материала – диоксида циркония.

На рис. 4 показано распределение перемещений при нагрузке под углом  $45^\circ$  к оси  $Y$  для 3-х вариантов. Максимальные значения перемещений по оси  $Y$  при наклонной нагрузке у вариантов 1 и 2 в 2 раза больше, а у варианта 3 в 1,5 раза больше, по сравнению с такими же вариантами при вертикальной нагрузке. На рис. 5 показано распределение суммарных перемещений по осям  $X, Y, Z$  при нагрузке под углом  $45^\circ$ : для варианта 1 максимальное значение составляет  $\max \Delta XYZ = 39$  мкм, для варианта 2 –  $\max \Delta XYZ = 36$  мкм и для варианта 3 –  $\max \Delta XYZ = 28$  мкм. Таким образом, минимальное перемещение оказалось у штифтовой конструкции с толстым стержнем (вариант 3) при наклонной нагрузке для суммарного перемещения и по оси  $Y$ . В статье [24] подчеркивается, что имплантат первично устойчив, если его предельные отклонения при эксплуатации находятся в диапазоне 100–200 мкм. В нашем случае максимальное отклонение равно 39 мкм, следовательно, все 3 конструкции устойчивы.

Для оценки сложного напряженного состояния выбрано напряжение по Мизесу – среднеквадратичное значение касательных напряжений в окрестности данной точки. На рис. 6 показано распределение напряжений под действием вертикальной нагрузки для 3 вариантов. Максимальные значения напряжения у варианта 1 в 1,5 раза больше, чем у варианта 2, и находятся в обоих вариантах в штифтах ближе к основанию, у варианта 3 наблюдается иная картина распределения напряжений – максимальные значения располагаются не в штифте, а в верхней части коронки. Под основанием штифта в дентине значения напряжений уменьшаются с увеличением толщины стержня: 9,74; 7,42 и 4,52 МПа соответственно.

При нагрузке под углом  $45^\circ$  поле напряжения имеет совсем другой вид (рис. 7), величины напряжений существенно (в 3–5 раз) отличаются от напряжений при вертикальной нагрузке.

Исследования с дентальными [16; 18; 19; 27; 28] и трансдентальными имплантатами [5] также подтверждают эти результаты – методом конечных элементов было определено, что боковые нагрузки вызывают более высокую деформацию кости и нагрузку на имплантаты, чем вертикальные нагрузки.

Значения напряжений в периодонтальной связке во всех вариантах, как при вертикальной, так и при угловой нагрузкам, находятся в интервале 0,32–0,59 МПа (см. рис. 6 и 7). При функциональных нагрузках происходит растяжение и восстановление связок периодонта, ткани которого деформируются линейно; если же сила больше предела пропорциональности, то происходит разрыв волокон [26; 30]. Авторы работы [23] нашли среднее значение предела прочности на растяжение периодонтальной

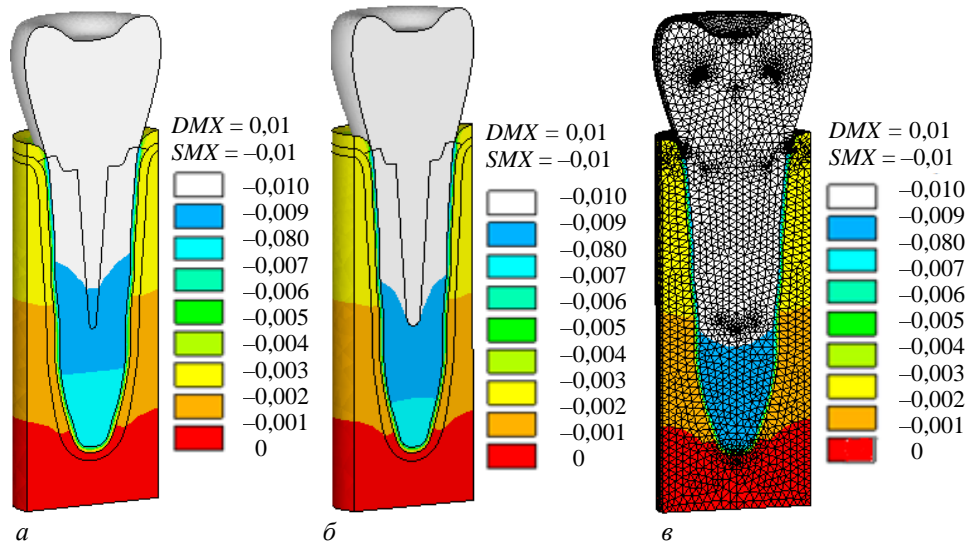


Рис. 3. Распределение перемещений (мм) при вертикальной нагрузке по оси  $Y$ :  
 а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3 конечно-элементная модель

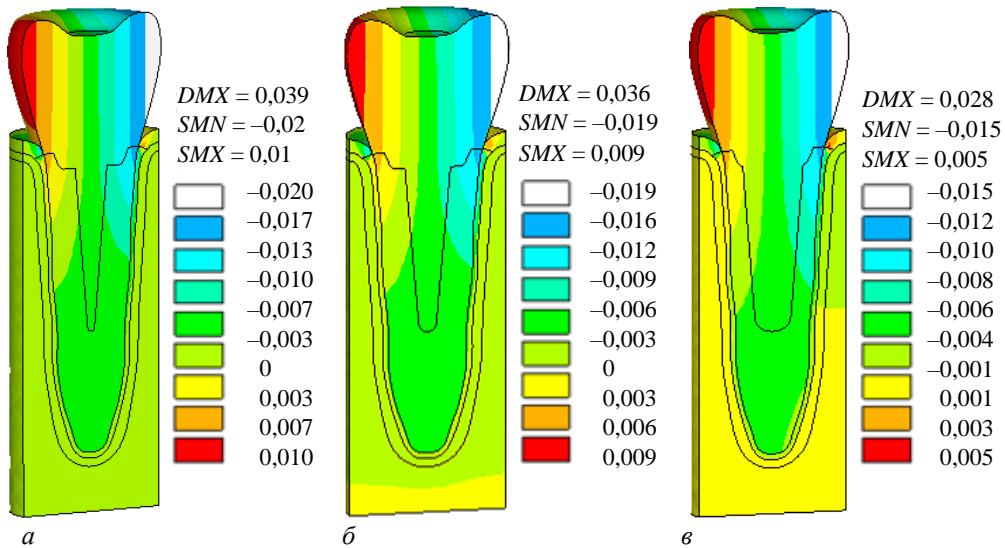


Рис. 4. Распределение перемещений (мм) при нагрузке под углом  $45^\circ$ :  
 а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

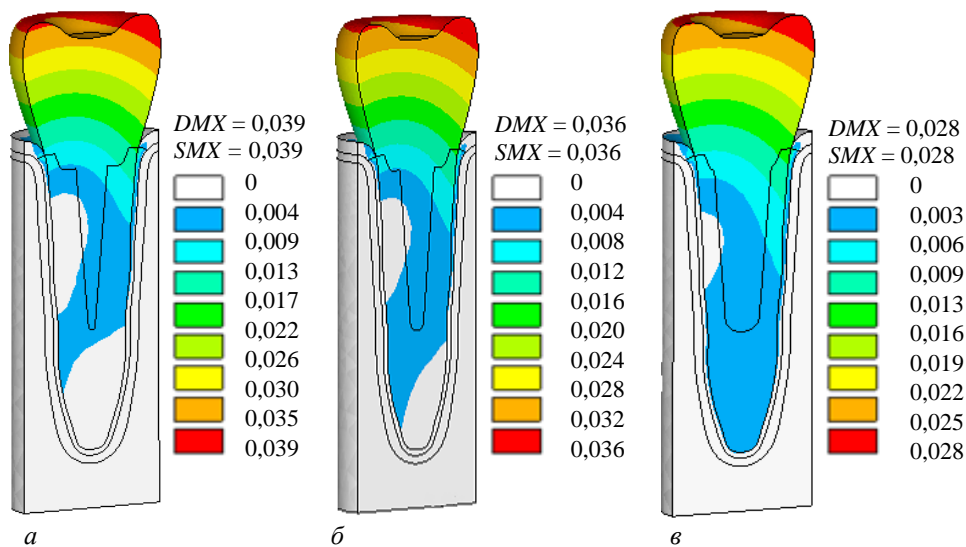


Рис. 5. Распределение суммарных перемещений (мм) по осям  $X, Y, Z$  при нагрузке под углом  $45^\circ$ :  
 а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

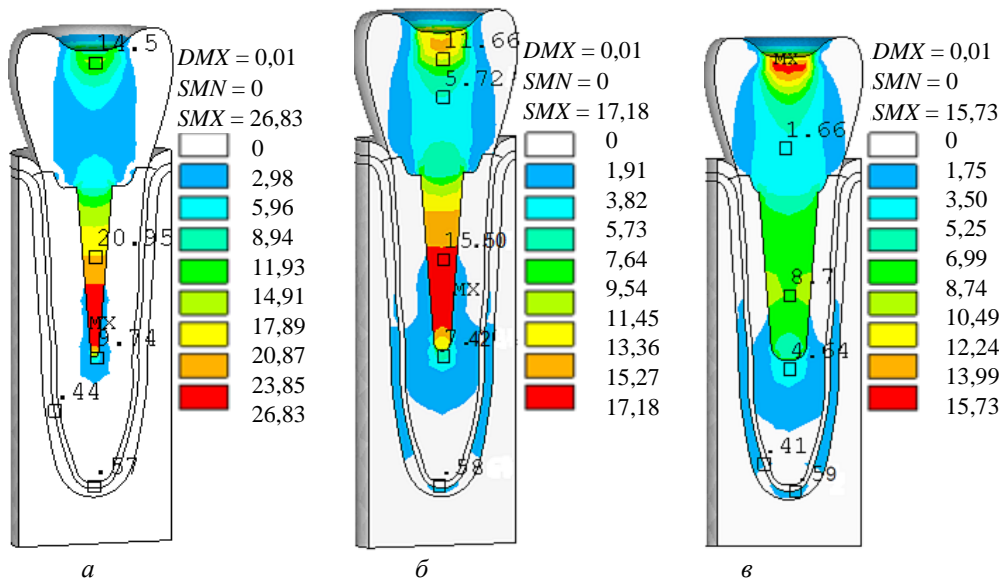


Рис. 6. Распределение напряжений под действием вертикальной нагрузки по оси Y: а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

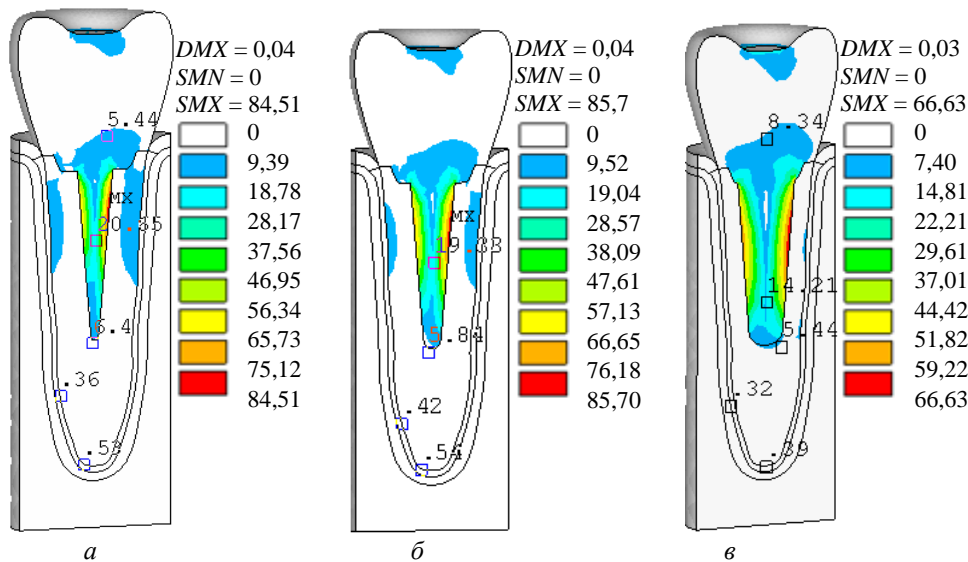


Рис. 7. Распределение напряжений при нагрузке под углом 45°: а – вариант 1; б – вариант 2; в – вариант 3

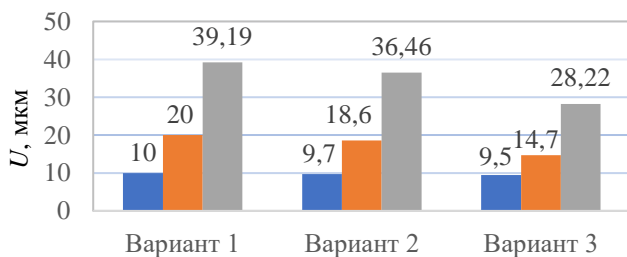


Рис. 8. Максимальные перемещения штифтовой конструкции: ■ – при вертикальной нагрузке по оси Y, ■ – при нагрузке под углом 45°, ■ – суммарное перемещение по осям X, Y, Z при нагрузке под углом 45°

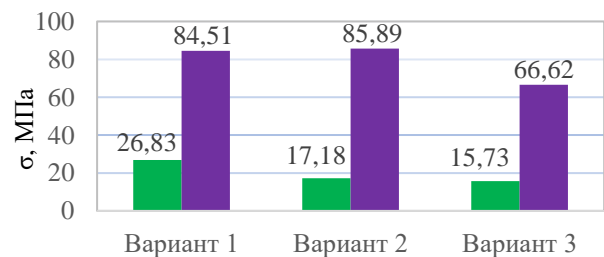


Рис. 9. Максимальные напряжения в штифтовой конструкции: ■ – при вертикальной нагрузке по оси Y, ■ – при нагрузке под углом 45°

ткани  $\sigma = 3,8$  МПа. Таким образом, численно полученные значения напряжений для 3 вариантов в периодонтальной связке располагаются в безопасном интервале.

Итоговые результаты численных исследований показаны на рис. 8–10.

На основании результатов наших предыдущей [2] и настоящей работ разработаны практические рекомендации по применению штифтовых конструкций из диоксида циркония для восстановления разрушенных зубов в определенных участках зубного ряда. Несмотря на

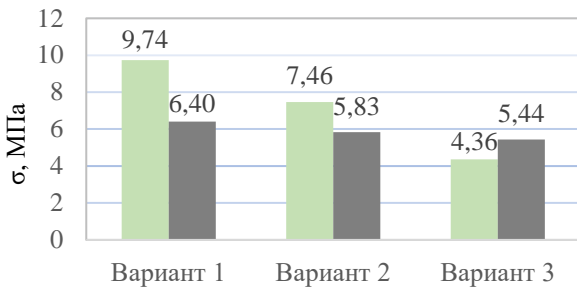


Рис. 10. Напряжения под стержнем в дентине: ■ – при вертикальной нагрузке по оси Y, ■ – при нагрузке под углом 45°

похожие показатели по перемещениям и напряжениям между вариантами 2 и 3, на практике лучше использовать оптимальный вариант 2 (средняя толщина стержня), так как в случае варианта 3 стенки корневого канала будут истончены вследствие большой толщины штифта, что при циклических нагрузках может привести к перелому корня.

## Заключение

По перемещениям: во всех 3 вариантах значения перемещений под действием вертикальной нагрузки

## Список литературы

1. Арутюнов С.Д., Степанов А.Г. Новая зубосохраняющая медицинская технология с использованием индивидуальных фрезерованных трансдентальных имплантатов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2018. – Т. 1–2, № 39–40. – С. 65–70.
2. Джалалова М.В., Оганян А.И., Цаликова Н.А. Численно-экспериментальное исследование прочностных свойств премоляров с штифтовыми циркониевыми вкладками при разных углах нагрузки // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 3. – С. 273–284. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2021.3.04
3. Джалалова М.В., Арутюнов С.Д., Степанов А.Г. Исследование свойств стоматологических цементов в эксперименте на удаленных зубах, армированных индивидуальными трансдентальными имплантатами // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 2. – С. 231–241. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.2.05
4. Джалалова М.В., Степанов А.Г. Численно-экспериментальное исследование влияния толщины цементного соединения трансдентального имплантата с тканями зуба на его адгезионные свойства // Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 2. – С. 203–215. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2020.2.08
5. Джалалова М.В., Степанов А.Г., Арутюнов С.Д. Влияние действующей под углом нагрузки на костную ткань челюсти и зуб, армированный трансдентальным имплантатом // Российский стоматологический журнал. – 2015. – Т. 6. – С. 7–10.
6. Дмитриенко С.В., Иванов Л.П., Краюшкин А.И., Пожарницкая М.М. Практическое руководство по моделированию зубов. – М.: ГОУ ВУНМЗ РФ, 2001.
7. Ларичкин А.Ю., Федорова Н.В., Тодер М.С., Шевела А.А. Различные подходы к оценке работоспособности имплантатов в стоматологии: материалы, моделирование, современные тенденции // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 117–139. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.1.11
8. Марымова Е.Б., Адамович Е.И., Македонова Ю.А., Поройская А.В., Павлова-Адамович А.Г. Морфологическая оценка изменений периодонта при контакте с эндогерметиком [Электронный ресурс] // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 1–1. – URL: science-education.ru/ru/article/view?id=17969 (дата обращения: 07.12.2022).
9. Няшин Ю.И., Рогожников Г.И., Никитин В.Н., Асташина Н.Б. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 1. – С. 102–109.
10. Соловьев М.М., Лисенков В.В., Демидова И.И. Биомеханические свойства тканей пародонта // Стоматология. – 1999. – № 3. – С. 61–67.
11. Степанов А.Г. Экспериментальное обоснование применения индивидуальных трансдентальных имплантатов из диоксида циркония в зубосохраняющих биотехнологиях // Российская стоматология. – 2017. – № 1. – С. 26–27
12. Baggi L., Cappelloni I., Girolamo M., Maceri F., Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis // J. Prosthet. Dent. – 2008. – Vol. 100, no. 6. – P. 422–431. DOI: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0

практически не отличаются, причем их максимальные величины составляют всего 10 мкм. При нагрузке под углом 45° максимальное значение суммарного перемещения по осям X, Y, Z принадлежит штифтовой конструкции с тонким стержнем (вариант 1), которое в 4 раза больше перемещения этого же варианта при вертикальной нагрузке по оси Y.

По напряжениям: максимальные напряжения в штифтовой конструкции при нагрузке под углом 45° существенно больше (в 3–5 раз), чем при вертикальной нагрузке. Напряжения, возникающие под основанием штифта в дентине, отличаются примерно на 20–30% между вертикальной и угловой нагрузками, причем с увеличением толщины стержня значения напряжений (особенно при вертикальной нагрузке) заметно снижаются.

Для всех трёх вариантов значения напряжений в периодонтальной связке при вертикальной и угловой 45° нагрузках находятся в безопасном интервале.

Варианты 2 и 3 (средний и толстый стержни) показали преимущество перед вариантом 1 (тонкий стержень) как по перемещениям, так и по напряжениям. К практическому применению можно рекомендовать оптимальный вариант 2 – штифтовую конструкцию со стержнем средней толщины.

13. Baggi L., Girolamo M., Vairo G., Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance // *Comput. Math. Methods Med.* – 2013. – Article no. 250929. DOI: 10.1155/2013/250929
14. Berkovitz B.K. Periodontal ligament: structural and clinical correlates. *Dent Update* // 2004. – Vol. 31, no. 1. – P. 46–50. DOI: 10.12968/denu.2004.31.1.46
15. Chang S., Lin C., S., Yang-Sung Lin, Huang S. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla // *Med. Eng. Phys.* – 2012. – Vol. 34, no. 2. – P. 153–160. DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.07.005
16. Dantas T., Carneiro Neto J., Alves J., Vaz P., Silva F. In silico evaluation of the stress fields on the cortical bone surrounding dental implants: Comparing root-analogue and screwed implants // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* – 2020. – Vol. 104. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103667
17. Deng R., Xie Y., Chan U., Xu T., Huang Y. Biomaterials and biotechnology for periodontal tissue regeneration: Recent advances and perspectives // *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects.* – 2022. – Vol. 16, no. 1. – P. 1–10. DOI: 10.34172/joddd.2022.001
18. Dinc M., Turkoglu P., Selvi F. Biomechanical evaluation of stress distributions at the implant-abutment complex and peri-implant bone around mandibular dental implants with different neck geometries and inclinations // *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* – 2021. – Vol. 235, no. 9. – P. 1035–1045. DOI: 10.1177/09544119211022985
19. Gümrükçü Z., Korkmaz Y. T., Korkmaz F.M. Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic // *Comput. Biol. Med.* – 2017. – Vol. 86. – P. 47–54. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2017.04.015
20. Hasan I., Heinemann F., Aitlahrach M., Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant // *Biomed. Tech. (Berl.)* – 2010. – Vol. 55, no. 6. – P. 341–350. DOI: 10.1515/BMT.2010.049
21. Lin C., Hu H., Zhu J., Wu Y., Rong Q., Tang Z. Influence of sagittal root positions on the stress distribution around custom-made root-analogue implants: a three-dimensional finite element analysis // *BMC Oral Health.* – 2021. – Vol. 21, no. 1. – Article no. 443. DOI: 10.1186/s12903-021-01809-4
22. Lin C., Lu S., Zhu J., Hu H., Yue Z., Tang Z. Influence of thread shapes of custom made root-analogue implants on stress distribution of peri-implant bone: A three-dimensional finite element analysis // *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban.* – 2019. – Vol. 51, no. 6. – P. 1130–1137. DOI: 10.19723/j.issn.1671-167X.2019.06.027
23. Mandel U., Dalgard P., Viidik A. A biomechanical study of the human periodontal ligament // *J. Biomech.* – 1986. – Vol. 19, no. 8. – P. 637–645. DOI: 10.1016/0021-9290(86)90169-7
24. Mathieu V., Vayron R., Richard G., Lambert G., Naili S., Meningaud J.-P., Haiat G. Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone–implant interface properties // *J. Biomech.* – 2013. – Vol. 47, no. 1. – P. 3–13. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.09.021
25. Okumura N., Stegaroiu R., Kitamura E., Kurokawa K., Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis // *J. Prosthodont. Res.* – 2010. – Vol. 54, no. 3. – P. 133–142. DOI: 10.1016/j.jpor.2009.12.004
26. Qian L., Todo M., Morita Y., Matsushita Y., Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament // *Dent. Mater.* – 2009. – Vol. 25, no. 10. – P. 1285–1292. DOI: 10.1016/j.dental.2009.03.014
27. Sivrikaya E.C., Omezli M.M. The Effect of tapered and cylindrical implants on stress distribution in different bone qualities: a finite element analysis // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2019. – Vol. 34, no. 6. – P. e99–e105. DOI: 10.11607/jomi.7513
28. Sivrikaya E.C., Yilmaz O. Comparison of extramaxillary anchored implants, tilted implants, or sinus elevation concepts on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element analysis // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2022. – Vol. 37, no. 3. – P. 563–570. DOI: 10.11607/jomi.9631
29. Trivedi S. Finite element analysis: a boon to dentistry // *J. Oral Biol. Craniofac. Res.* – 2014. – Vol. 4. – P. 200–203. DOI: 10.1016/j.jobcr.2014.11.008
30. Tuna M., Sunbuloglu E., Bozdag E. Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament: a validated nonlinear contact model // *J. Biomech.* – 2014. – Vol. 47, no. 12. – P. 2883–2890. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.07.023

**Финансирование.** Работа выполнена в рамках Госпрограммы АААА-А19-119012990119-3.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.



# NUMERICAL INVESTIGATION OF THE STRESS-STRAIN STATE OF ZIRCONIUM DIOXIDE PIN STRUCTURES MANUFACTURED USING CAD/CAM TECHNOLOGIES

M.V. Dzhalalova<sup>1</sup>, A.G. Stepanov<sup>2</sup>, S.V. Apresyan<sup>2</sup>, A.I. Oganyan<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Institute of Mechanics, Moscow State Lomonosov University, Moscow, Russia

<sup>2</sup> Russian University of Peoples's Friendship, Moscow, Russia

<sup>3</sup> Moscow State Evdokimov Medical Stomatologic University, Moscow, Russia

---

## ARTICLE INFO

Received: 10 November 2022

Approved: 06 February 2023

Accepted for publication: 27 March 2023

### Key words:

monolithic pin structures, finite element model, zirconium dioxide, von Mises stresses, displacements, vertical load, oblique load 45°.

## ABSTRACT

Numerical studies were carried out to determine the stress-strain state of pin stump structures made of zirconium dioxide. The calculation models were part of the dentoalveolar segment (DAS) in the form of a cylinder, composed of a single-rooted tooth, dentin, periodontal ligament, compact bone of the alveolus, gums, spongy bone and a monolithic structure consisting of a crown fixed on a stump insert and a rod-pin. Three variants of such pin design models were considered. A numerical study was carried out for three different thicknesses of the rod, which were modeled as follows: the volume of the 2nd and 3rd pins doubled compared to the previous one – variant 1 (thin rod), variant 2 (medium) and variant 3 (thick). The finite element method was used to study the field of displacements and stresses according to von Mises both in the structures themselves and in the tissues surrounding them. Two variants of the load on the chewing surface of the tooth crown were established for comparative analysis in all cases: a distributed vertical load of 100 N and the same load at an angle of 45°. As a result of numerical studies, pin structures variant 2 and 3 showed an advantage over the design with a thin rod (variant 1) both in terms of displacements and stresses. Variant 2 (average rod thickness) is recommended for use in practice. Structures of this type can be used to restore the crown part of the tooth in case of its complete absence or significant destruction, as well as a support for a bridge prosthesis.

© PNRPU