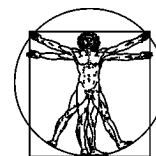


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.3.10

УДК 531/534:[57+61]



**Российский  
Журнал  
Биомеханики**  
www.biomech.ru

## **ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЁННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ КЕРАМИКИ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ИХ ФОРМЫ И СТЕПЕНИ МИНЕРАЛИЗАЦИИ КОСТИ**

**Н.В. Федорова<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup> Лаборатория статической прочности Института гидродинамики им. М.А. Лаврентьева Сибирского отделения Российской академии наук, Россия, 630090, Новосибирск, проспект Лаврентьева, 15, e-mail: veter-nata@mail.ru

<sup>2</sup> Кафедра прочности летательных аппаратов Новосибирского государственного технического университета, Россия, 630073, Новосибирск, проспект Карла Маркса, 20

**Аннотация.** Рассматриваются модели стоматологических имплантатов цилиндрической, конусной, цилиндрической обратно-конусной и конусной обратно-конусной формы, установленные в центральную часть верхней челюсти. Модель челюсти выполнена в соответствии с размерами трёхмерного томографического снимка челюсти пациента. Исследуется напряжённо-деформированное состояние кортикальной и губчатой костей в зависимости от формы имплантата, а также степени минерализации кости. Рассматривается изотропная модель материала кости при нормальной и критической степени минерализации, которая зависит от возраста пациента. По результатам исследования установлено, что при критической минерализации кости использование обратно-конусной формы имплантатов существенно снижает напряжения не только в губчатой, но и в кортикальной кости, а также в имплантате.

**Ключевые слова:** зубной имплантат, стоматология, напряжённое состояние, моделирование, метод конечных элементов, биокерамика.

### **ВВЕДЕНИЕ**

Существует целая отрасль производства имплантатов. В современной медицине распространены процедуры протезирования коленных и тазобедренных суставов, позвоночника, зубов и других частей тела. Большинство имплантатов мировые производители изготавливают из титана. В последние годы появилась тенденция перехода от металлических имплантатов к керамическим, в том числе и в стоматологии. Это связано с рядом недостатков металлических имплантатов: склонность к коррозии, плохая биосовместимость, засвечивание на рентгенограмме и др. В то же время керамические материалы имеют ряд преимуществ, основные из которых высокая биосовместимость, химическая инертность, коррозионная стойкость, прочность, устойчивость к износу, отсутствие электропроводности, высокая биоадгезивность. Керамика из оксида циркония хорошо подходит для зубных имплантатов. Диоксид циркония в три раза прочнее титана, кроме того, в процессе приживления в кости он схож по свойствам с титаном. Важными преимуществами зубных имплантатов из керамики в стоматологии являются: такие же свойства

светопреломления и светопроводимости, как и в натуральных зубах; возможность мостовидного протезирования; наличие гладкой поверхности и меньшего зубного налёта; плотное прилегание к культе зуба и отсутствие усадки; относительная легкость; неподверженность воздействию различных красителей; отсутствие металлического привкуса во рту; исключена возможность обнажения металла под десной и при последующей корректировке; отсутствие побочных эффектов, таких как синюшность десны; отсутствие ран на десне; гипоаллергенность; пористость материала, способствующая лучшей остеоинтеграции.

В то же время в связи с высокой хрупкостью материалов из керамики и недостаточно изученными пределами применимости в условиях эксплуатационного нагружения специалисты устанавливают керамические имплантаты только в случае протезирования фронтальных зубов, где не требуется интенсивная жевательная нагрузка, и отдают предпочтение имплантатам из титановых сплавов для установки в области коренных зубов, чтобы обезопасить пациента от неизученных последствий установки керамических имплантатов. В связи с низким спросом на керамические имплантаты, несущие основные жевательные нагрузки, мировые производители делают упор на производство имплантатов из различных титановых сплавов, применяя технологии напыления для придания шероховатости поверхности, чтобы улучшить качество остеоинтеграции, это делает имплантаты более дорогостоящими. Кроме того, имплантаты из керамики до последнего времени можно было привезти лишь из-за границы, однако всё больше российских производителей стали выпускать имплантаты из керамики, заняв конкурирующие ниши при производстве имплантатов для позвоночника, коленного и тазобедренного суставов. Однако производство керамических имплантатов для стоматологического протезирования до сих пор не развито. Поэтому задача по установлению возможности применения цельнокерамических имплантатов в стоматологии в качестве элементов, воспринимающих основные жевательные нагрузки, весьма актуальна.

В отечественной статье [1] приводится обзор достижений и перспектив применения керамики из диоксида циркония. Сочетание двух различных по природе материалов (металла и керамики) уже не может конкурировать с однородным керамическим составом в воспроизведении индивидуальных особенностей взаимодействия диоксида циркония с твердыми тканями естественных зубов. В статье приводятся ссылки на публикации, где рассматриваются клинические случаи успешной интеграции отдельных имплантатов и каркасов из керамики. Упомянется также о недостатках керамических имплантатов, связанных с хрупкими сколами. Кроме того, показано сравнение свойств отечественного материала с зарубежными аналогами и, несмотря на то что отечественный материал уступает по показателю прочности при изгибе (600–700 МПа по отношению к 900–1200 МПа у зарубежных аналогов), он превосходит требования стандарта ISO 6872-1995 (стоматологическая керамика) в 6–7 раз [3]. Стоит отметить, что показатель трещиностойкости  $K_{Ic}$  отечественного материала, варьирующийся в пределах 10–17 МПа  $m^{1/2}$ , превосходит зарубежные аналоги, у которых  $K_{Ic}$  – 9–10 МПа  $m^{1/2}$ . В статье рассматриваются перспективы создания имплантатов из керамики, в том числе и целлюлозноанатомических форм, что сведёт к нулю риски сколов. Однако высокая микротвёрдость диоксидциркониевой керамики может привести к чрезмерной стираемости зубов-антагонистов. В этом случае отечественный материал наиболее перспективен, так как его микротвёрдость ниже зарубежных аналогов.

Отечественные авторы проводили исследования напряжённно-деформированного состояния имплантатов из диоксида циркония, сравнивая с имплантатами из титана в статье [4] на основе конечно-элементного анализа модели с приложением боковой

распределённой нагрузки. Авторы сделали заключение о целесообразности использования диоксида циркония в стоматологии, при том что предел прочности в имплантате из диоксида циркония не превышает допустимый в соответствии с международным стандартом ISO 13356.

В связи с тем что, помимо использования передовых материалов возникают вопросы о форме применяемых имплантатов, проводится немало исследований по ее определению. Однако пока такие исследования проводятся только для имплантатов из консервативных материалов, в частности для титана и для косметических протезов из диоксида циркония, применяемых для формирования ряда зубов, не воспринимающих основные нагрузки. При этом одной из проблем является распределение напряжений в кости челюсти.

В публикации [13] исследуется влияние формы отверстий под имплантат на распределение периферических напряжений в шейке имплантата, приходящейся на кортикальную кость в месте фиксации и перехода от имплантата к косметическому протезу. Рассматривались модели титановых имплантатов. Оценка проводилась с помощью метода конечных элементов. Максимальные напряжения на кость возникали при использовании базовых моделей с прямой шейкой и минимальные при использовании изогнутой шейки имплантата. В работе [15] рассматривался ещё один вариант перехода шейки, а именно имплантаты типа «седло» с плоским выступом головки, опирающимся на поверхность кортикальной кости, с диаметрами от 2,5 до 5,5 мм и имплантаты без выступов. При этом наиболее эффективным распределение напряжений было у имплантатов типа «седло» с диаметром более 4,5 мм по сравнению с имплантатами с меньшим диаметром опирания на кортикальную кость и при их отсутствии. В связи с этим был сделан вывод о том, что имплантаты типа «седло» могут иметь эффект усиления кортикальной кости из-за лучшего распределения напряжений по поверхности более прочной кости, это, кроме того, может обеспечить формирование новых костных тканей при остеоинтеграции под имплантатом.

Авторы в [2] рассматривают материалы на основе оксида алюминия и диоксида циркония, которые в настоящее время привлекают особое внимание специалистов в области разработки и производства биокерамики. В статье приводятся результаты исследования алюмоциркониевой керамики с различным соотношением  $Al_2O_3$  и 3Y-TZP.

## МОДЕЛИРОВАНИЕ

С трёхмерного томографического снимка челюсти пациента были сняты анатомические размеры, по которым была построена трёхмерная модель центральной части верхней челюсти, которая учитывает состав губчатой и кортикальной кости. Твёрдотельная модель части челюсти представляет собой кортикальную кость с переменной толщиной, варьирующейся в пределах 2 мм. Внутренняя полость челюсти заполнена губчатой костью (рис. 1). В модели челюсти были вырезаны отверстия с резьбой под соответствующие типы имплантатов и были построены модели имплантатов следующих типов: цилиндрический, конический, цилиндрический обратно-конусный и конусный обратно-конусный (рис. 2). Необходимо отметить, что модели имплантатов цилиндрического и конусного типов построены на основе реальных имплантатов, применяемых в стоматологии в настоящее время, а цилиндрический обратно-конусный и конусный обратно-конусный строились на основе предыдущих типов имплантатов, однако у них шейка имплантатов имеет обратную коническую форму из-за следующего предположения. Внутренняя часть челюсти состоит из непрочного пористого материала, а именно губчатой кости, у которой площадь контакта с имплантатом больше, при этом губчатая кость является менее

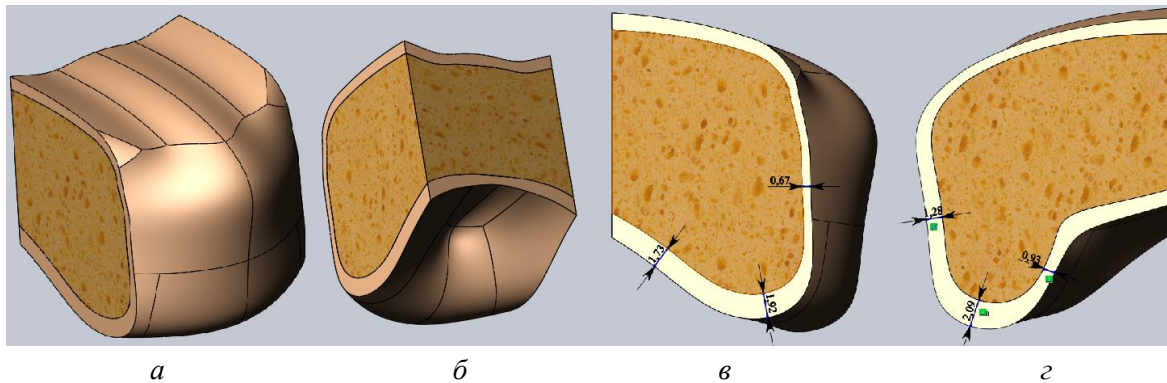


Рис. 1. Модель части верхней челюсти: *а, б* – трёхмерный вид части верхней челюсти; *в, з* – толщина кортикальной кости в двух произвольных сечениях, мм

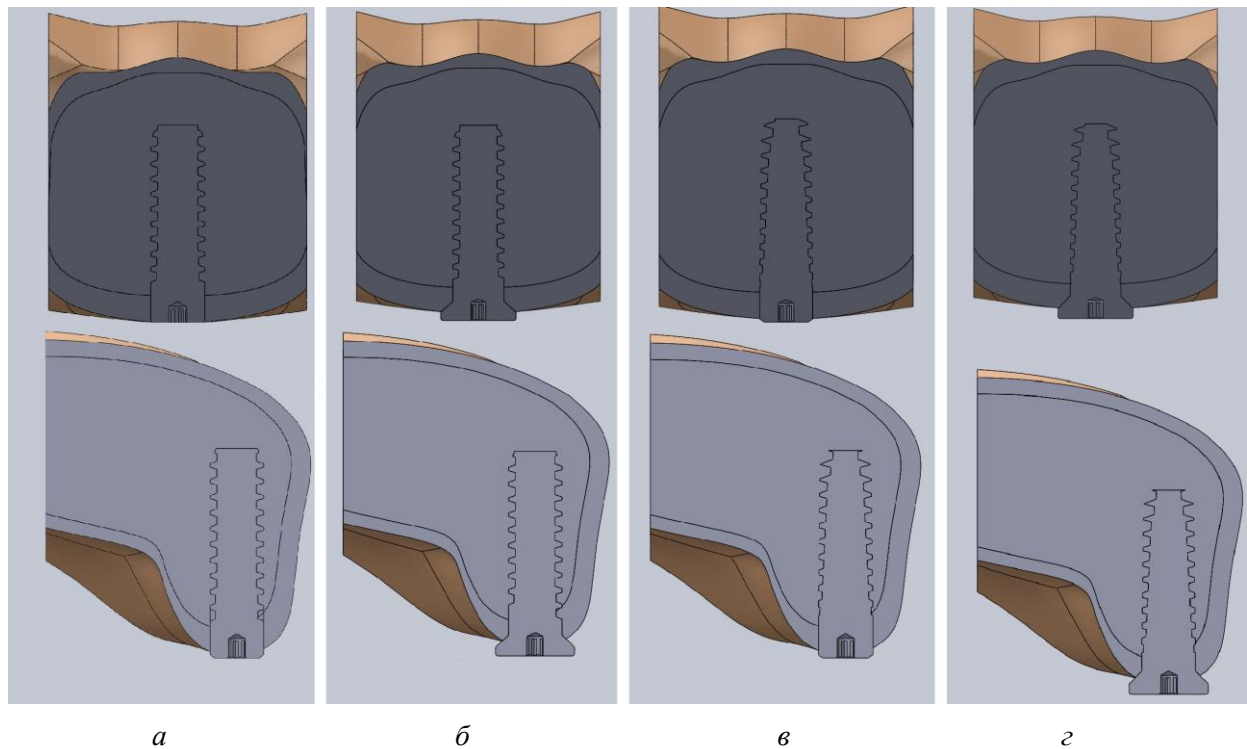


Рис. 2. Модели имплантатов (фронтальное и боковое сечения челюсти): *а* – цилиндрический; *б* – цилиндрический обратнo-конусный; *в* – конусный; *з* – конусный обратнo-конусный

прочной из-за пористой структуры и плохо воспринимает жевательные нагрузки, в том числе и в процессе приживляемости имплантата. Основная нагрузка приходится на более прочную кортикальную кость, являющуюся внешней оболочкой челюсти, толщина которой всего 2 мм. Таким образом, за счёт обратнo-конусной формы шейки имплантата предполагается, что увеличится площадь контакта между имплантатом и кортикальной костью и, соответственно, произойдёт перераспределение напряжений, вследствие чего напряжения в губчатой кости уменьшатся. Увеличение площади контакта при использовании обратнo-конусной формы имплантата по сравнению с прямой показано на рис. 3.

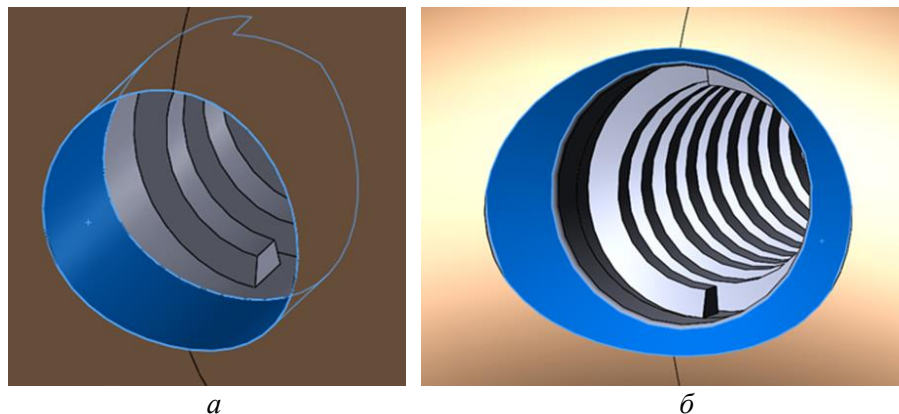


Рис. 3. Площадь контакта имплантата с кортикальной костью: *a* – при прямой форме шейки имплантата; *б* – при обратно-конусной форме шейки имплантата

Предлагается использовать методы и подходы в рамках механики деформируемого твёрдого тела. В связи с тем что рассматриваемые задачи не относятся к числу формализуемых, которые могут быть описаны системой дифференциальных уравнений с краевыми условиями, а следовательно, не могут быть решены аналитически и требуют описания в трёхмерном виде, для их решения необходимо применять численные методы. Наиболее удобным и часто применимым является метод конечных элементов – численный метод решения дифференциальных уравнений, возникающих при решении задач прикладной механики [6]. Метод конечных элементов позволяет изучить сложные процессы, протекающие в областях контакта имплантатов с костью, учесть реальную форму имплантатов, резьбу, переменную толщину кортикальной и губчатой кости по поверхности их соединения, а также анатомическую форму геометрии модели для максимально точной оценки предельных напряжений каждого компонента модели.

В расчёте рассматриваются два варианта модели материала. Первый вариант, когда кортикальная и губчатая кости являются линейным изотропным материалом с нормальной минерализацией кости. Второй вариант, когда кортикальная и губчатая кости являются линейным изотропным материалом с критической минерализацией кости.

В [7] представлены формулы для вычисления предела прочности  $\sigma$ , МПа, и модуля упругости для губчатой кости  $E$ , МПа, в зависимости от плотности, которые меняются с возрастом:

$$\sigma = 60\rho^2, \quad (1)$$

$$E = 1,915\rho^3, \quad (2)$$

где  $\rho$  – плотность, г/см<sup>3</sup>. В скелете человека полная плотность губчатой кости варьируется в пределах 0,1–1,5 г/см<sup>3</sup>. Для оценки механических свойств губчатой кости при ее различной минерализации эти экстремальные значения плотности были приняты для расчёта в качестве параметров нормальной и критической минерализации. Предел прочности и модуль упругости кортикальной кости уменьшаются со 140 МПа в 30 лет до 120 МПа в 90 лет. За тот же самый период модуль упругости уменьшается с 17 до 15,6 ГПа. Данные параметры кортикальной кости были также соотнесены с нормальной и критической минерализацией. Имплантаты в модели рассматривались из Y-TZP-керамики  $ZrO_2 + 3,8\% Y_2O_3$ , для которой модуль Юнга 400 ГПа, коэффициент Пуассона 0,3 [9–14].

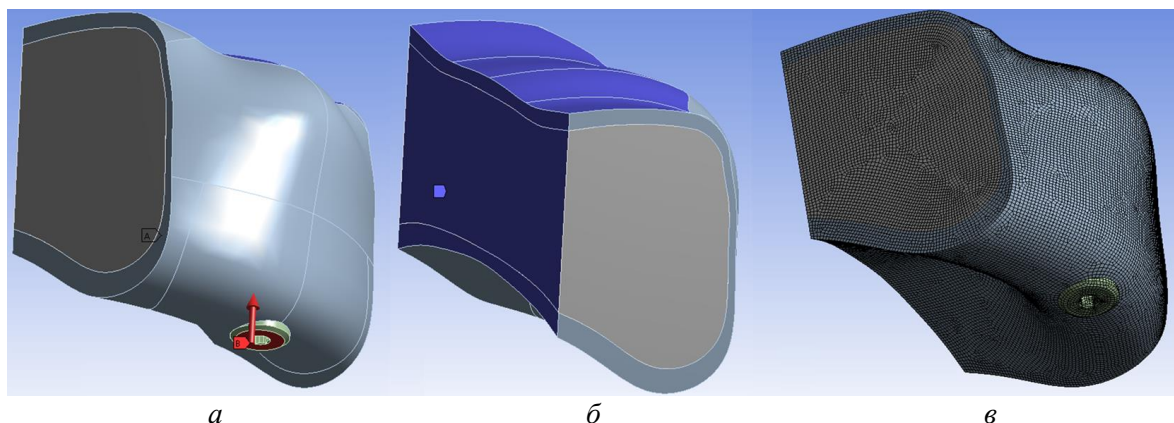


Рис. 4. Модель: *а* – задание нагрузки в 150 Н; *б* – ее закрепление; *в* – сетка конечных элементов

Закрепление было выполнено по поверхностям верхней и задней частей модели. Нагрузка прикладывалась к поверхности имплантата в соответствии с направлением предельной жевательной нагрузки в размере 150 Н (рис. 4) [8].

Математическая модель включала в себя: систему уравнений теории упругости; математическую модель, основанную на теории конечных деформаций (теория больших перемещений, поворотов и деформаций); модель контакта связанная, подразумевающая успешную остеоинтеграцию. Расчёт выполнялся по деформированной схеме (учёт больших перемещений). Применялся метод пошагового приращения нагрузки (500 шагов «по времени»); метод Ньютона – Рафсона для решения нелинейных задач с дополнительным алгоритмом линейного поиска; метод штрафных функций для решения контактной задачи. Точки контакта определялись по узлам сетки. Контактная жёсткость обновлялась на каждой равновесной итерации [5]. Средний размер конечного элемента составил порядка 0,00025 м.

В результате решения задач были зафиксированы эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальной и губчатой костях, а также в имплантате. Результаты измерения эквивалентных напряжений по Мизесу в кортикальной и губчатой кости одного из образцов представлены на рис. 5, а в имплантате – на рис. 6. Результаты всех моделей приведены в таблице.

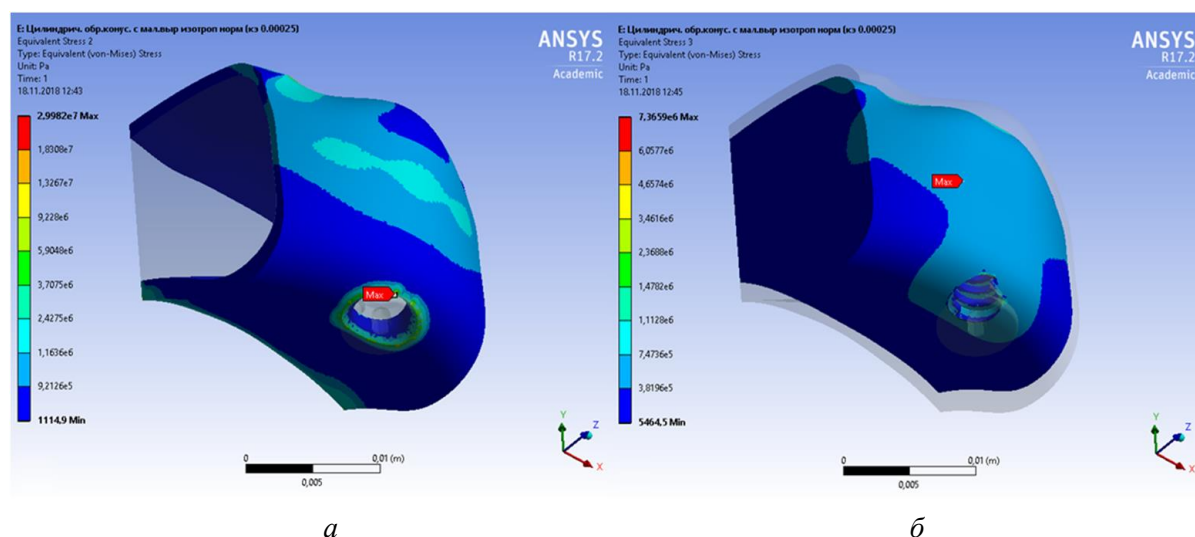


Рис. 5. Эпюры эквивалентных напряжений: *а* – в кортикальной кости на примере модели с цилиндрическим обратно-конусным имплантатом; *б* – в губчатой кости на примере модели с цилиндрическим обратно-конусным имплантатом

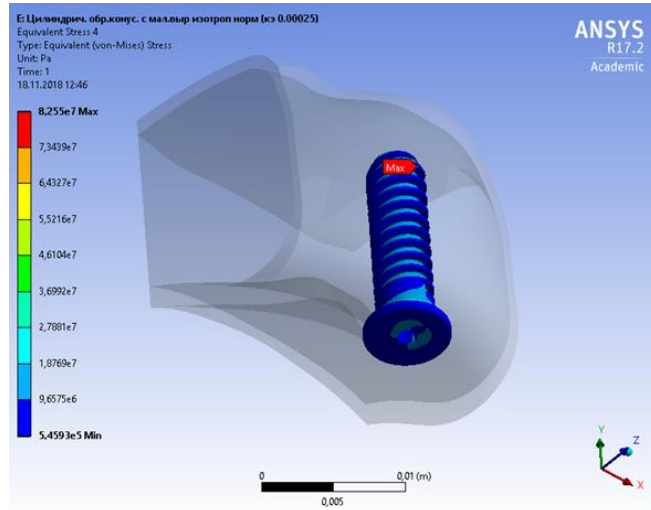


Рис. 6. Эпюра эквивалентных напряжений в имплантате на примере модели с цилиндрическим обратнo-конусным имплантатом

### Результаты исследования модели

Тип имплантата	Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу, МПа					
	нормальная минерализация			критическая минерализация		
	кортикаль- ная кость	губчатая кость	имплантат	кортикаль- ная кость	губчатая кость	имплантат
Цилиндрический	32,3	7,78	38,69	168,9	0,16	87,7
Цилиндрический обратно- конусный	29,9	7,36	82,55	81,4	0,14	57,9
Конусный	26,3	6,5	57,7	163,6	0,18	249,4
Конусный обратно- конусный	31,5	5,4	49,8	82,3	0,15	48,6

### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На основе полученных результатов можно сделать вывод, что при использовании обратнo-конусной формы имплантатов напряжения в губчатой кости как при нормальной, так и при критической минерализации уменьшаются. При этом происходит перераспределение напряжений на кортикальную кость и на имплантат. Если при нормальной минерализации форма имплантатов не играет существенной роли, то при критической минерализации использование обратнo-конусной формы имплантатов существенно снижает напряжения не только в губчатой, но и в кортикальной кости, а также в имплантате.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ: грант № 18-38-00361 «Исследование возможности применения цельнокерамических имплантатов в стоматологии на основе анализа напряжённо-деформированного состояния».

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вафин С.М. Керамика на основе диоксида циркония. Достижения и перспективы // Стоматолог-практик. – 2011. – № 1. – С. 26–33.
2. Веселов С.В., Стукачева Н.С., Кузьмин Р.И., Черкасова Н.Ю. Структура и механические свойства керамических материалов системы  $Al_2O_3-ZrO_2$  // Научный вестник НГТУ. – 2016. – Т. 65, № 4. – С. 207–217.
3. ГОСТ 31571-2012. Керамика стоматологическая. Технические требования. Методы испытаний. – М.: Стандартинформ, 2013. – 20 с.
4. 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.
5. Фёдорова Н.Н., Вальгер С.А., Данилов М.Н., Захарова Ю.В. Основы работы в ANSYS 17. – М.: ДМК Пресс, 2017. – 210 с.
6. Фокин В.Г. Метод конечных элементов в механике деформируемого твёрдого тела: учеб. пособие. – Самара: Изд-во Самар. гос. техн. ун-та, 2010. – 131 с.
7. Хлусов И.А., Пичугин В.Ф., Рябцева М.А. Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей: учеб. пособие. – Томск: Изд-во Томск. политехн. ун-та, 2007. – 149 с.
8. Bevilacqua M., Tealdo T., Pera F. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths // The International Journal of Prosthodontics. – 2008. – Vol. 21, № 6. – P. 539–542.
9. Choi A.H., Ben-Nissan B. Anatomy, modeling and biomaterial fabrication for dental and maxillofacial applications. – Bentham, 2018.
10. Christel P., Meunier A., Heller M., Torre J.P., Peille C.N. Mechanical properties and short-term *in vivo* evaluation of yttrium oxide-partially-stabilized Zirconium // Journal of Biomedical Materials Research. – 1989. – Vol. 23. – P. 45–61.
11. Duraccio D., Mussano F., Faga M.G. Biomaterials for dental implants: current and future trends // Journal of Materials Science. – 2015. – Vol. 50, № 14. – P. 4779–4812.
12. Kokubo T. Bioceramics and their clinical applications. – Cambridge, 2008.
13. Kyu B.L. Finite element analysis of peri-implant bone stress influenced by cervical module configuration of endosseous implant // The Journal of Korean Academy of Prosthodontics. – 2009. – Vol. 47, № 4. – P. 394–405.
14. Park J. Bioceramics: properties, characterizations and applications. – Iowa, 2008.
15. Yoon S.K., Jun W.P., Dong J.C. FEA model analysis of the effects of the stress distribution of saddle-type implants on the alveolar bone and the structural/physical stability of implants // Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery. – 2016. – Vol. 38. – P. 1–9.

## THE STUDY OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE DENTAL CERAMIC IMPLANTS DEPENDING ON THEIR SHAPE AND BONE MINERALIZATION DEGREE

**N.V. Fedorova (Novosibirsk, Russia)**

The article deals with the models of dental implants of cylindrical, conical, cylindrical reverse-conical and conical reverse-conical shape, installed in the central part of the maxilla. The maxilla model is made in accordance with the sizes of the three-dimensional tomographic image of the patient's maxilla. The stress-strain state of the cortical and cancellous bones, depending on the shape of the implant, as well as the degree of bone mineralization



is investigated. The isotropic model of bone material at normal and critical degree of bone mineralization, which depends on the patient's age, is considered. According to the results of the study, the use of the reverse-conical shape of implants significantly reduces stress not only in the cancellous bone, but also in the cortical bone, as well as in the implant during critical bone mineralization.

**Key words:** implants, dentistry, stress-strain state, modelling, finite element method, bioceramic.

*Получено 21 января 2019*