

DOI: 10.18481/2077-7566-2024-20-1-127-132

УДК: 616.314-089.843

## МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЙ В СТЕНКАХ КОНУСНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ СПЛАВА ВТ6

Аванисян В. М.<sup>1</sup>, Долгалев А. А.<sup>1</sup>, Стоматов Д. В.<sup>2</sup>, Сергеев Ю. А.<sup>1</sup>, Чониашвили Д. З.<sup>3</sup>, Акрамов М. Л.<sup>4</sup>, Гезуев Г. К.<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Ставропольский государственный медицинский университет, г. Ставрополь, Россия

<sup>2</sup> Пензенский институт усовершенствования врачей — филиал Российской медицинской академии непрерывного профессионального образования, г. Пенза, Россия

<sup>3</sup> Северо-Осетинский государственный университет имени Коста Левановича Хетагурова, г. Владикавказ, Россия

<sup>4</sup> ООО «СК-ХОЛДИНГ», г. Москва, Россия

<sup>5</sup> ООО «ДЕНТА-СИТИ», г. Грозный, Россия

### Аннотация

Сегодня междисциплинарный подход к решению проблем имплантологии является ключом к эффективному использованию внутрикостных дентальных имплантаций. Возможности доклинического моделирования состояния костной ткани и будущего имплантационного и протезного ложа позволяют оценить возможные риски отторжения имплантатов, рассчитать необходимое усилие затяжки винтов в имплантационных системах и спрогнозировать точки приложения и распределения напряжений дентальных имплантационных материалов. Учитывая последнее, стремление к совершенствованию моделирования позволит получить предсказуемый результат лечения. В данном исследовании была изучена математическая модель распределения напряжения на стенке конусного имплантата с учетом физических свойств материала ВТ6, проведена оценка на примере компьютерных моделей с заданными характеристиками сплава, вычислены показатели распределения по Мизесу. Стоит отметить, что сплав ВТ6 имеет очень высокое качество благодаря легирующим добавкам. В данный титановый сплав входит алюминий, который благоприятно влияет на прочность имплантатов, а также ванадий, способный повысить прочность металла и сделать его более пластичным. Титановый сплав ВТ6 имеет характеристики, которые сопоставимы со свойствами нержавеющей стали, за счет чего рассматривается как инертный металл для использования в полости рта. Новизна предлагаемой модели заключается в том, что она оперирует минимально возможным набором входных данных и обеспечивает адекватные оценки наиболее значимых выходных параметров, которые необходимы для практического применения. Полученные аналитические результаты иллюстрируются примерами расчета эквивалентных напряжений в имплантатах и периимплантной ткани для реальных конструкций будущего ортопедического протеза.

**Ключевые слова:** математическая модель, моделирование костной ткани, запас прочности, напряжение по Мизесу, имплантационные системы, кортикальная кость

Данная работа выполнена в рамках программы «Старт-2» Фонда содействия инновациям по Договору № 4981ГС2/70566, Проект № 70566, Заявка № С2-300791 в рамках реализации проекта «Разработка, изготовление и испытания опытного образца внутрикостных имплантатов из сплавов высокой прочности с биосовместимыми покрытиями для челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии».

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Вагген Михайлович АВАНИСЯН ORCID ID 0000-0002-0316-5957

врач-стоматолог, ординатор 2 года обучения, Ставропольский государственный медицинский университет, г. Ставрополь, Россия  
avanvaz@yandex.ru

Александр Александрович ДОЛГАЛЕВ ORCID ID 0000-0002-6352-6750

д.м.н., профессор кафедры стоматологии общей практики, стоматологии детской Ставропольского государственного медицинского университета, г. Ставрополь, Россия  
dolgalev@dolgalev.pro

Дмитрий Владимирович СТОМАТОВ ORCID ID 0000-0002-3271-971X

к.м.н., доцент кафедры стоматологии общей практики, стоматологии терапевтической и стоматологии детской, Пензенский институт усовершенствования врачей — филиал Российской медицинской академии непрерывного профессионального образования, г. Пенза, Россия  
grekstom@mail.ru

Юрий Андреевич СЕРГЕЕВ ORCID ID 0000-0002-6183-2586

врач-стоматолог-ортопед, ассистент кафедры фармакологии, Ставропольский государственный медицинский университет, г. Ставрополь, Россия  
serg\_yuriy@mail.ru

Давид Зурабович ЧОНИАШВИЛИ ORCID ID 0000-0003-4218-1359

к.м.н., доцент кафедры терапевтической, хирургической и детской стоматологии с курсом имплантологии, декан медицинского факультета, Северо-Осетинский государственный университет имени Коста Левановича Хетагурова (СОГУ); главный врач Клинико-диагностического центра стоматологии СОГУ, г. Владикавказ, Россия  
davidchoniashvili@mail.ru

Максим Леонидович АКРАМОВ ORCID ID 0009-0007-3021-7496

врач-стоматолог-ортопед, стоматолог-хирург, стоматолог-терапевт, ООО «СК-ХОЛДИНГ», г. Москва, Россия  
aurymdent@yandex.ru

Гималай Казбекович ГЕЗУЕВ ORCID ID 0009-0009-8612-4234

врач-стоматолог-ортопед, стоматолог-хирург, ООО «ДЕНТА-СИТИ», г. Грозный, Россия  
denta\_city@mail.ru

Адрес для переписки: Юрий Андреевич СЕРГЕЕВ

355017, г. Ставрополь, ул. Мира, 310, кафедра общей и детской стоматологии  
+7 (906) 4401889

serg\_yuriy@mail.ru

### Образец цитирования:

Аванисян В. М., Долгалев А. А., Стоматов Д. В., Сергеев Ю. А., Чониашвили Д. З., Акрамов М. Л., Гезуев Г. К.

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЙ В СТЕНКАХ

КОНУСНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ СПЛАВА ВТ6. Проблемы стоматологии. 2024; 1: 127-132.

© Аванисян В. М. и др., 2024

DOI: 10.18481/2077-7566-2024-20-1-127-132

Поступила 28.02.2024. Принята к печати 03.04.2024

DOI: 10.18481/2077-7566-2024-20-1-127-132

## MATHEMATICAL MODELING OF STRESS DISTRIBUTION IN THE WALLS OF CONE IMPLANTS MADE OF VT6 ALLOY

Avanisyan V.M.<sup>1</sup>, Dolgalev A.A.<sup>1</sup>, Stomatov D.V.<sup>2</sup>, Sergeev Yu.A.<sup>1</sup>, Choniashvili D.Z.<sup>3</sup>, Akramov M.L.<sup>4</sup>, Gezuyev G.K.<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia

<sup>2</sup> Penza Institute of Advanced Medical Training – branch of the Russian Medical Academy of Continuing Professional Education, Penza, Russia

<sup>3</sup> North Ossetian State University named after Kosta Levanovich Khetagurov, Vladikavkaz, Russia

<sup>4</sup> SK-HOLDING LLC, Moscow, Russia

<sup>5</sup> DENTA-CITY LLC, Grozny, Russia

### Annotation

Today, an interdisciplinary approach to solving the problems of implantology is the key to the effective use of intraosseous dental implants. The possibilities of preclinical modeling of the state of bone tissue and the future implantation and prosthetic beds allow us to assess the possible risks of implant rejection, calculate the necessary tightening force of screws in implantation systems and predict the points of application and stress distribution of dental implantation materials, taking into account the latter, the desire to improve modeling will allow us to obtain a predictable treatment result. In this study, a mathematical model of the stress distribution on the walls of a conical implant was investigated, taking into account the physical properties of the VT 6 material, an assessment was carried out using the example of computer models with embedded alloy characteristics, and the Mises distribution indicators were calculated. It is worth noting that the VT6 alloy has a very high quality, thanks to alloying additives. This titanium alloy includes aluminum, which has a beneficial effect on the strength of implants, as well as vanadium, which can increase the strength of the metal and make it more ductile. Titanium alloy VT6 has characteristics that are comparable to those of stainless steel, due to which it is considered as an inert metal for use in the oral cavity. The novelty of the proposed model lies in the fact that it operates with the minimum possible set of input data and provides adequate estimates of the most significant output parameters that are necessary for practical application. The obtained analytical results are illustrated by examples of calculating equivalent stresses in implants and peri-implant tissue for real structures of the future orthopedic prosthesis.

**Keywords:** mathematical model, bone tissue modeling, safety margin, Mises stress, implantation systems, cortical bone

The authors declare no conflict of interest.

**Vazgen M. AVANISYAN** ORCID ID 0000-0002-0316-5957

Dentist, 2<sup>nd</sup> year Resident, Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia  
avanvaz@yandex.ru

**Alexander A. DOLGALEV** ORCID ID 0000-0002-6352-6750

Grand PhD in Medical sciences, Professor, Department of General Dentistry and Pediatric Dentistry, Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia  
dolgalev@dolgalev.pro

**Dmitry V. STOMATOV** ORCID ID 0000-0002-3271-971X

PhD, Associate Professor of the Department of General Practice Dentistry, Therapeutic Dentistry and Pediatric Dentistry, Penza Institute of Advanced Medical Training – branch of the Russian Medical Academy of Continuing Professional Education, Penza, Russia  
grekstom@mail.ru

**Yuri A. SERGEYEV** ORCID ID 0000-0002-6183-2586

Prosthodontist, Assistant of the Department of Pharmacology, Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia  
serg\_yuriy@mail.ru

**David Z. CHONIASHVILI** ORCID ID 0000-0003-4218-1359

PhD in Medical Sciences, Associate Professor of the Department of Therapeutic, Surgical and Pediatric Dentistry with Implantology Course, Dean of the Faculty of Medicine, Kosta Khetagurov North Ossetian State University (SOGU), Chief Physician of the Clinical Diagnostic Center of Dentistry SOGU, Vladikavkaz, Russia  
davidchoniashvili@mail.ru

**Maxim L. AKRAMOV** ORCID ID 0009-0007-3021-7496

Prosthodontist, Dental Surgeon, Dental Therapist, LLC SK-HOLDING, Moscow, Russia  
aurymdent@yandex.ru

**Gimalai K. GEZUEV** ORCID ID 0009-0009-8612-4234

Prosthodontist, Dental Surgeon, DENTA-CITY LLC, Grozny, Russia  
denta\_city@mail.ru

**Correspondence address: Yuriy A. SERGEEV**

355017, General and Pediatric Dentistry Department, 310 Mira St., Stavropol, Russia  
+7 (906) 4401889  
serg\_yuriy@mail.ru

### For citation:

Avanisyan V.M., Dolgalev A.A., Stomatov D.V., Sergeev Yu.A., Choniashvili D.Z., Akramov M.L., Gezuyev G.K. MATHEMATICAL MODELING OF STRESS DISTRIBUTION IN THE WALLS OF CONE IMPLANTS MADE OF VT6 ALLOY. Actual problems in dentistry. 2024; 1: 127-132. (In Russ.)

© Avanisyan V.M. et al., 2024

DOI: 10.18481/2077-7566-2024-20-1-127-132

Received 28.02.2024. Accepted 03.04.2024

## Введение

Зубные имплантаты широко используются при лечении пациентов с частичной или полной адентией. Эффективность протезирования наряду со стабильностью уровня кости и поддержанием здоровья мягких тканей вокруг зубных имплантатов являются ключевыми факторами долгосрочного успеха имплантологической терапии [1, 5]. Соединения имплантат–абатмент являются самыми слабыми точками имплантата, которые могут повлиять на незначительную потерю костной массы [1, 6].

Протезирование на имплантатах стало методом выбора для лечения пациентов с отсутствующими зубами из-за механических, биологических и эстетических преимуществ. Биомеханическое поведение имплантатов отличается от естественных зубов из-за отсутствия периодонтальной связки. Отсутствие периодонтальной связки приводит к тому, что окклюзионные усилия непосредственно передаются на имплантат и окружающую кость в зубных протезах с опорой на имплантат. Биологически такая прямая передача напряжения может привести к потере костной массы в перимплантной области [7, 10, 11]. Это может повлиять на долгосрочный клинический успех протезирования

на имплантатах. Титановый сплав ВТ6, из которого сделаны имплантаты, модели которых использовались в данном исследовании, имеет очень высокое качество благодаря легирующим добавкам. В титановый сплав входит алюминий, который благоприятно влияет на прочность имплантатов, а также ванадий, способный повысить прочность металла и сделать его более пластичным. Титановый сплав ВТ6 имеет характеристики, сопоставимые со свойствами нержавеющей стали, за счет чего рассматривается как инертный металл для использования в полости рта [7].

Построение и анализ математических моделей — это метод оценки распределения напряжений в сложных геометриях, таких как границы раздела имплантат–кость или составные элементы имплантационных систем: имплантат–абатмент–винт [8, 9]. Подобные модели предоставляют платформу для тестирования любого материала в моделируемых клинических условиях [2–4].

**Целью настоящего исследования** было оценить распределение напряжений на стенки конусного имплантата с построением и дальнейшим расчетом математической модели распределения напряжения.

Таблица 1

**Характеристики упругих свойств материалов**  
Table 1. Characteristics of elastic properties of materials

№ n/n	Наименование материала	Наименование характеристики	
		Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
1	Кортикальная кость	18	0,2
2	Губчатая кость	0,49	0,2
3	Титановый сплав Grade 5	110	0,38
4	Титан ВТ1	110	0,38
5	Титановый сплав ВТ6	112	0,38

Таблица 2

**Характеристики пластических свойств материалов**  
Table 2. Characteristics of plastic properties of materials

№ n/n	Наименование материала	Наименование характеристики			
		Предел текучести, МПа	Предел прочности, МПа	Временное сопротивление, МПа	Относительное удлинение, %
1	Титановый сплав Grade 4	440		560	15
2	Титановый сплав Grade 5	718		828	15,75
3	Титан ВТ1	293		350	44,5
4	Титановый сплав ВТ6	1260		1360	4,5
5	Кортикальная кость		130		
6	Губчатая кость	5			

## Материалы и методы

Для построения математической модели было использовано программное обеспечение Ansys Workbench v22 [8]. Для задания упругих свойств материалов использовали справочные данные (табл. 1).

Также для составления модели были необходимы определенные характеристики пластических свойств. Характеристики свойств, которые необходимы для описания упругопластического поведения материалов, приведены в таблице 2.

Для построения сетки в областях с низкими значениями градиентов напряжений был выбран характеристический размер 0,5 мм. В областях с высокими значениями градиентов и в областях сопряжений размер сетки был равен 0,2 мм. Топологии с расчетными сетками для «сборочной» модели представлены на рисунке 1, для моделей имплантата и абатмента — на рисунке 2.

В качестве граничных условий были заданы зоны фиксации модели в торцевых участках костного блока (рис. 3). На этой иллюстрации видна часть верхней резьбы имплантата, поскольку следует учесть факт моделирования костной ткани в данном эксперименте; в реальном клиническом случае ее будут покрывать еще и мягкие ткани.

Нагрузку прикладывали к образующей цилиндрической поверхности абатмента на  $\frac{3}{4}$  его высоты. Нагрузка была задана в виде вектора силы с компонентами 10, 10, -100 Н по осям координат x, y, z соответственно.

Также была задана предварительная затяжка винта абатмента, равная 400 Н.

Модель рассчитывалась в 2 этапа по 1 секунде. На первом этапе производилась предварительная затяжка винта абатмента. На втором этапе производилось приложение нагрузки к абатменту.

Модель имеет 2 вида контактов: полное кинетическое связывание точек поверхности — контакты кость/кость, кость/имплантат, и контакт скольжения — контакты абатмент/имплантат, абатмент/винт.

### Результаты

Результаты расчета представлены для момента времени, при котором завершается предварительная затяжка винта (период времени,  $time = 1$  с) и для момента времени, при котором завершается процесс нагружения (период времени,  $time = 2$  с).

Также были определены деформации (мм) и приведенные по Мизесу напряжения.

Оценка прочности имплантата осуществлялась по коэффициенту запаса прочности, который вычисляется по формуле (1)

$$n = \frac{\sigma_r}{\sigma_i}, \quad (1)$$

где  $\sigma_r$  — предел текучести/прочности материала;  $\sigma_i$  — приведенные по Мизесу напряжения.

На рисунке 4 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в имплантате после завершения процесса предварительной затяжки винта (через 1 секунду) и после завершения процесса нагружения (через 2 секунды). Напряжение распределено неравномерно: максимальное значение регистрировалось на кромке в верхней части, в месте контакта с абатментом. Через 1 секунду максимальное значение напряжения составляло 501 Мпа, через 2 секунды — 516 Мпа. Разница составила 2,9%.

На рисунке 5 представлено распределение модуля вектора перемещений в теле имплантата. Максимальное значение перемещений составило 0,0088 мм с локализацией на верхней кромке имплантата.

На рисунке 6 представлено распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте имплантата марки DG 4010 (St).

Максимальные значения напряжений локализованы в области контакта с имплантатом и составили 500 Мпа через 1 секунду и 527,3 Мпа через 2 секунды. Разница между максимальными напряжениями в разные периоды времени составила 5,1%.

На рисунках 7–8 представлены результаты моделирования приложения нагрузок к сборочной модели, локализованных в модели — имитации кортикальной кости.

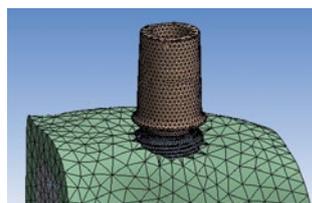


Рис. 1. Топология расчетной сетки модели в ПО Ansys Workbench v22

Fig. 1. The topology of the computational grid of the model in the Ansys Workbench v22 software

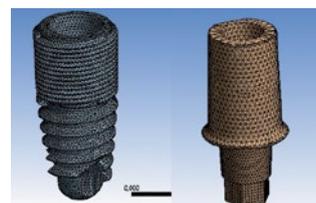


Рис. 2. Топология расчетной сетки моделей имплантата и абатмента в ПО Ansys Workbench v22

Fig. 2. Topology of the computational grid of implant and abutment models in software Ansys Workbench v22



Рис. 3. Области фиксации модели

Fig. 3. Areas of fixation of the model

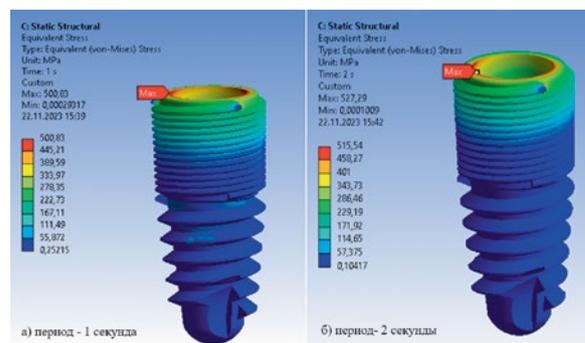


Рис. 4. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в имплантате: а — через 1 секунду, б — через 2 секунды

Fig. 4. The distribution of the Mises stresses in the implant: a — after 1 second, b — after 2 seconds

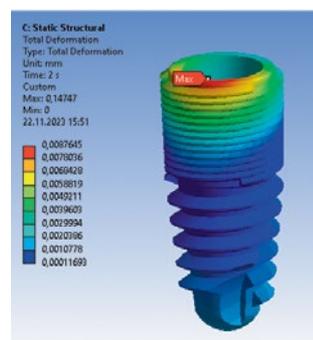


Рис. 5. Модуль вектора перемещения в имплантате (период времени — 2 секунды)

Fig. 5. The module of the displacement vector in the implant (time period – 2 seconds)

Максимальные значения приведенных напряжений и деформаций по Мизесу и коэффициенты запаса прочности, рассчитанные на приведенных значениях

Table 3. The maximum values of the reduced stresses and deformations according to Mises and the safety factors calculated on the reduced values

№	Элемент модели	Максимальное напряжение, МПа		Максимальная деформация, мм	Предел прочности (а) текучести (б) материала, МПа	Коэффициент запаса прочности
		Time = 1с	Time = 2с			
1	Имплантат	501	515,5	0,0088	1260 (б)	2,44
2	Абатмент	500	527	0,15	718 (б)	1,36
4	Кортикальная кость	64	81	0,0047	130 (а)	1,6
5	Губчатая кость	1,22	0,79	0,0016	5 (б)	4,1

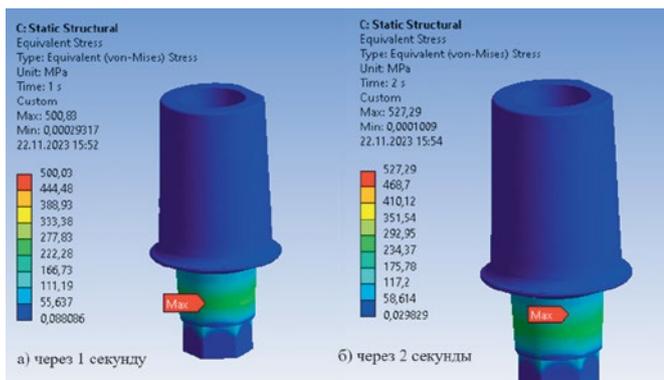


Рис. 6. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте: а — через 1 секунду, б — через 2 секунды

Fig. 6. Mises stress distribution in the abutment: a – after 1 second, b – after 2 seconds

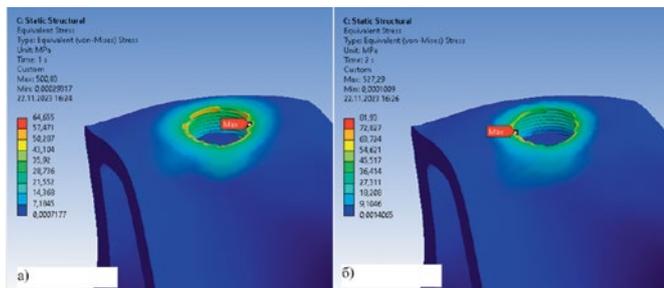


Рис. 7. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в кортикальной кости: а — через 1 секунду, б — через 2 секунды

Fig. 7. Mises stress distribution in the cortical bone: a – after 1 second, b – after 2 seconds

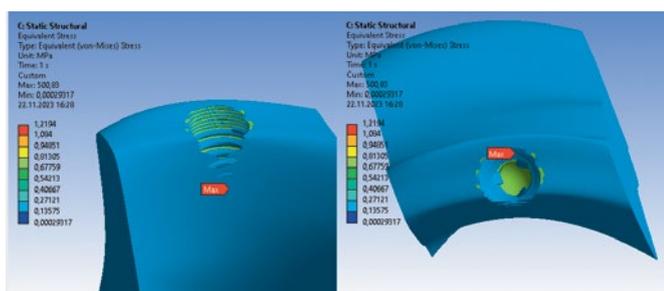


Рис. 9. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в губчатой кости (период времени — 1 секунда)

Fig. 9. Mises stress distribution in the spongy bone (time period – 1 second)

На рисунках 9–10 предоставлены результаты моделирования приложения нагрузок к сборочной модели, локализованных в модели — имитации губчатой кости.

Максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений и деформаций, коэффициенты запаса прочности, рассчитанные по формуле 1.1, приведены в табл. 3.

### Выводы

Основным отличием напряженно-деформированного состояния блока костной ткани и деталей имплантата, которое было определено в результате упруго-пластического расчета, является меньший уровень максимальных напряжений, возникающих как на этапе затяжки винта (на первом этапе), так и на этапе приложения нагрузки (на втором этапе).

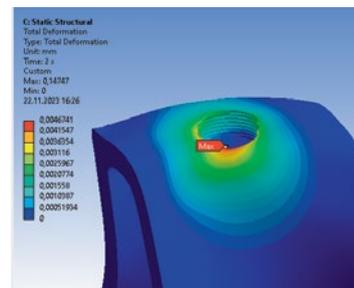


Рис. 8. Модуль вектора перемещения в кортикальной кости (период времени — 2 секунды)

Fig. 8. Modulus of the displacement vector in the cortical bone (time period – 2 seconds)

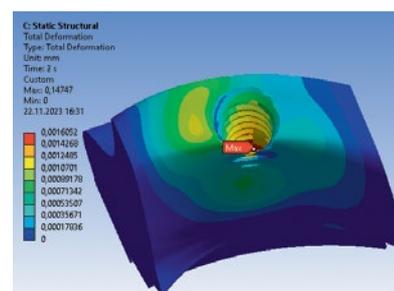


Рис. 10. Модуль вектора перемещения в губчатой кости (период времени – 2 секунды)

Fig. 10. Modulus of the displacement vector in the spongy bone (time period – 2 seconds)

Напряжение в элементах модели распределяется неравномерно. Наибольшее напряжение возникает в месте контакта конических поверхностей системы абатмент–имплантат.

Биологический смысл феномена ремоделирования кости состоит в приспособлении механических свойств кости к постоянно меняющимся условиям окружающей среды. Кость является минеральноорганическим композитом со сложной структурой. Исходя из структурных вариаций — губчатая кость и кортикальная кость — моделирование также предполагало разное оформление и приложение нагрузок. Губчатая кость состоит из трехмерной сети трабекул, ориентированных под разными углами друг к другу. Трабекулы делят внутреннее пространство на связанные друг с другом поры разных размеров, образующие структуру с переменной плотностью и пористостью. Отсюда следует, что трабекулы имеют оптимальную ориентацию и взаимосвязь для сопротивления компрессионным нагрузкам. Кортикальная (трубчатая) кость, в свою очередь, имеет свой характерный структурный признак — остеоны, каналы, расположенные в продольном направлении к оси нагрузки. Такая ориентация остеонов позво-

ляет выдерживать продольную нагрузку в несколько тонн. Однако к поперечным нагрузкам трубчатые кости менее приспособлены, что лежит в основе их переломов. Коэффициенты запаса прочности имплантата и губчатой кости превышают 2 единицы. Для абатмента и кортикальной кости коэффициенты запаса прочности равны 1,36 и 1,6 единиц соответственно. Это означает, что все элементы конструкции выдерживают приложенные нагрузки.

### Заключение

Таким образом, при выборе подходящих абатментов необходимо тщательно учитывать клинический компромисс между предотвращением резорбции кости и механическими осложнениями, а также необходимо учитывать величину будущей нагрузки и вектор ее приложения, исходя из структурных предпочтений кости, в которую планируется имплантация. Полученные данные свидетельствуют о том, что создание и расчет подобной модели может повысить точность и стабильность соединения имплантат–абатмент, но ее использование должно быть тщательно оценено в клинической практике.

### Литература/References

1. Елдашев Д.С.А., Долгалев А.А., Дымников А.Б. и др. Характеристика тканевых ответов на титановые сетки с различной сквозной пористостью в эксперименте. Медицинский алфавит. 2020;23:21-24. [D.S.A. Eldashev, A.A. Dolgalev, A.B. Dymnikov et al. Characteristics of tissue responses to titanium meshes with different through porosities in the experiment. Medical alphabet. 2020;23:21-24. (In Russ.)]. DOI 10.33667/2078-5631-2020-23-21-24.
2. Саркисов А.А., Зеленский В.А., Аванисян В.М. и др. Расчет деформаций и оценка статической прочности структурных элементов имплантационных систем на примере дентальных имплантатов Лико-м 4×10 различной конструкции. Прикаспийский вестник медицины и фармации. 2023;4(2):46-61. [A.A. Sarkisov, V.A. Zelensky, V.M. Avaniyan et al. Calculation of deformations and assessment of the static strength of structural elements of implantation systems using the example of Liko-m 4×10 dental implants of various designs. Caspian Bulletin of Medicine and Pharmacy. 2023;4(2):46-61. (In Russ.)]. DOI 10.29039/2712-8164-2023-46-61.
3. Сергеев Ю.А., Долгалев А.А., Чониашвили Д.З., Аванисян В.М. Применение метода конечно-элементного анализа при разработке новых систем дентальных имплантатов. Обзор литературы. Медицинский алфавит. 2023;1:18-23. [Yu.A. Sergeev, A.A. Dolgalev, D.Z. Choniashvili, V.M. Avaniyan. Application of the finite element analysis method in the development of new dental implant systems. Literature review. Medical alphabet. 2023;1:18-23. DOI 10.33667/2078-5631-2023-1-18-23.
4. Сергеев Ю.А., Аванисян В.М., Долгалев А.А., Чониашвили Д.З. Возможности применения аддитивных технологий при создании и разработке дентального имплантата (обзор литературы). Вестник новых медицинских технологий. 2023;30(4):22-26. [Yu.A. Sergeev, V.M. Avaniyan, A.A. Dolgalev, D.Z. Choniashvili. Possibilities of using additive technologies in the creation and development of a dental implant (literature review). Bulletin of new medical technologies. 2023;30(4):22-26. (In Russ.)]. DOI 10.24412/1609-2163-2023-4-22-26.
5. Caricasulo R., Malchiodi L., Ghensi P., Fantozzi G., Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. Clin Implant Dent Relat Res. – 2018;20(4):653-664. doi:10.1111/cid.12620.
6. Goiato M.C., Pellizzer E.P., da Silva E.V., Bonatto Lda R., dos Santos D.M. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review // Oral Maxillofac Surg. – 2015;19(3):229-242. doi:10.1007/s10006-015-0494-5.
7. Knaislová A., Novák P., Linhart J., Szurman I., Skotnicová K., Juřica J., Čegan T. Structure and Properties of Cast Ti-Al-Si Alloys // Materials (Basel). – 2021;14(4):813. doi: 10.3390/ma14040813.
8. Theory Reference for ANSYS and Workbench. Canonsburg : ANSYS Inc. 2019. [https://tuxdoc.com/download/theory-reference-for-ansys-and-ansys-workbench\\_pdf](https://tuxdoc.com/download/theory-reference-for-ansys-and-ansys-workbench_pdf)
9. Thoma D.S., Mühlemann S., Jung R.E. Critical soft-tissue dimensions with dental implants and treatment concepts // Periodontol 2000. – 2014;66(1):106-118. doi:10.1111/prd.12045.
10. Vinhas A.S., Aroso C., Salazar F., López-Jarana P., Ríos-Santos J.V., Herrero-Climent M. Review of the mechanical behavior of different implant-abutment connections // Int J Environ Res Public Health. – 2020;17(22):8685. doi:10.3390/ijerph17228685.
11. Lee Y., Kang, Sang-Won. Growth of aluminum nitride thin films prepared by plasma-enhanced atomic layer deposition // Thin Solid Films. – 2004;446:227-231. doi:10.1016/j.tsf.2003.10.004.