

**FINITE ELEMENT MODELING OF THE INFLUENCE OF CONSTRUCTION  
PARAMETERS ON THE FATIGUE BEHAVIOR OF DENTAL IMPLANTS  
MADE OF COARSE-GRAINED AND NANOSTRUCTURED TITANIUM***Alexei Vladimirovich Kapustin*Ufa University of Science and Technology, Zaki Validi str. 32, Ufa, 450076, Russia  
kapustin129@yandex.ru

---

**ABSTRACT**

The article deals with a comparative analysis of the deformed state of an implant made of titanium in the coarse-grained and nanostructured states and subjected to loading with different parameters. The influence of cyclic loading on the dental implant in the system "base–implant–abutment" has been evaluated. The comparative analysis of the mechanical behavior of the implant using different base and abutment materials depending on the load has been carried out. The distribution of deformation and stress in the implant under loading is shown. It was found out that mechanical parameters of the alloys used as a base material influence the fatigue behavior of the implant.

**KEYWORDS**

Finite element modeling; nanostructural materials; dental implant; fatigue properties; titanium.

**КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ  
КОНСТРУКЦИИ НА УСТАЛОСТНОЕ ПОВЕДЕНИЕ ДЕНТАЛЬНЫХ  
ИМПЛАНТАТОВ, ИЗГОТОВЛЕННЫХ ИЗ КРУПНОЗЕРНИСТОГО  
И НАНОСТРУКТУРНОГО ТИТАНА***Алексей Владимирович Капустин*Уфимский университет науки и технологий, Россия, 450076, Уфа, ул. Заки Валиди, 32  
kapustin129@yandex.ru

---

**АННОТАЦИЯ**

Рассматривается сравнительный анализ деформированного состояния имплантата, изготовленного из титана в крупнозернистом и наноструктурном состояниях и подвергнутого воздействию нагрузки с различными параметрами. Проведена оценка влияния циклической нагрузки на дентальный имплантат в системе «основание–имплантат–абатмент». Проведен сравнительный анализ поведения механического поведения имплантата с применением различного материала основания и абатмента в зависимости от нагрузки. Показано распределение деформа-

ции и напряжения в имплантате при нагружении. Обнаружено, что механические параметры сплавов, использованных в качестве материала основания, влияют на усталостное поведение имплантата.

## КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА

Конечно-элементное моделирование; наноструктурные материалы; дентальный имплантат; усталостные свойства; титан.

### Введение

В настоящее время в стоматологии активно применяются современные подходы к разработке и изготовлению имплантатов с использованием моделирования целевых конструкций и материалов [1–4]. Это обусловлено рядом причин, такими как необходимость прогнозирования надежного функционирования модернизированных имплантируемых устройств, а также возможность разработки усовершенствованных изделий из материалов с улучшенными свойствами [5, 6].

При функциональной нагрузке зубной имплантат и связанные с ним биологические ткани испытывают циклическое механическое воздействие, которое может привести к усталостному разрушению имплантата [7, 8]. Для предотвращения этого нежелательного эффекта необходимо провести комплексную оценку деформационного поведения имплантата в условиях функциональной нагрузки. Кроме того, недавние разработки в области повышения механических свойств биосовместимых материалов, предназначенных для изготовления зубных имплантатов, могут позволить миниатюризировать имплантируемые устройства без потери функциональных свойств. В частности, наноструктурирование биосовместимого титана методами интенсивной пластической деформации позволило существенно повысить его прочностные и усталостные свойства до уровня титановых сплавов и применить его для изготовления изделий медицинского назначения [9–11]. В то же время, разработка таких конструкций из материала с повышенными свойствами требует проведения ком-

плекса работ с привлечением компьютерного моделирования [12], и всесторонний анализ деформационного поведения имплантата в процессе нагрузки с использованием численных расчетов, в первую очередь, в рамках конечно-элементного моделирования, является актуальной задачей современного материаловедения и широко применяется в современной литературе. В частности, одной из проблем в этой области является адекватное описание полной системы стандартного испытания дентального имплантата [13], включающей основание, сам имплантат и абатмент, имитирующий эффект зуба, присоединенного к имплантату.

Целью данной работы является анализ напряженно-деформационного состояния конструкции имплантата при воздействии разнонаправленной циклической нагрузки с использованием различных материалов в конструкции «основание–имплантат–абатмент»: крупнозернистого и наноструктурного титана в качестве материала имплантата и титана, стали и алюминия в качестве материала основания и абатмента.

### 1. Материалы и методы

Методологические основы исследований механического поведения при различных нагрузках конструкций дентального имплантата изложены, в частности, в работе [12]. В настоящее время для таких целей используется международный стандарт ISO 14801-2007 или его российский аналог ГОСТ Р ИСО 14801-2012 «Стоматология. Имплантаты. Усталостные испытания для внутрикостных стоматологических имплантатов».

Объектом исследования являются имплантаты серии Timplant s.r.o. [11] с диаметром 2,4 мм, разработанные с учетом применения в том числе наноструктурного титана с повышенными свойствами [10].

Моделирование конструкции имплантата выполнено в программном пакете ANSYS.

Созданы объемные модели, представленные на рис. 1, включающие абатмент, имплантат и основание. Абатмент представлен в виде цилиндра с полусферой диаметром 6 мм, а основание – в виде цилиндра длиной 15 и диаметром 10 мм.

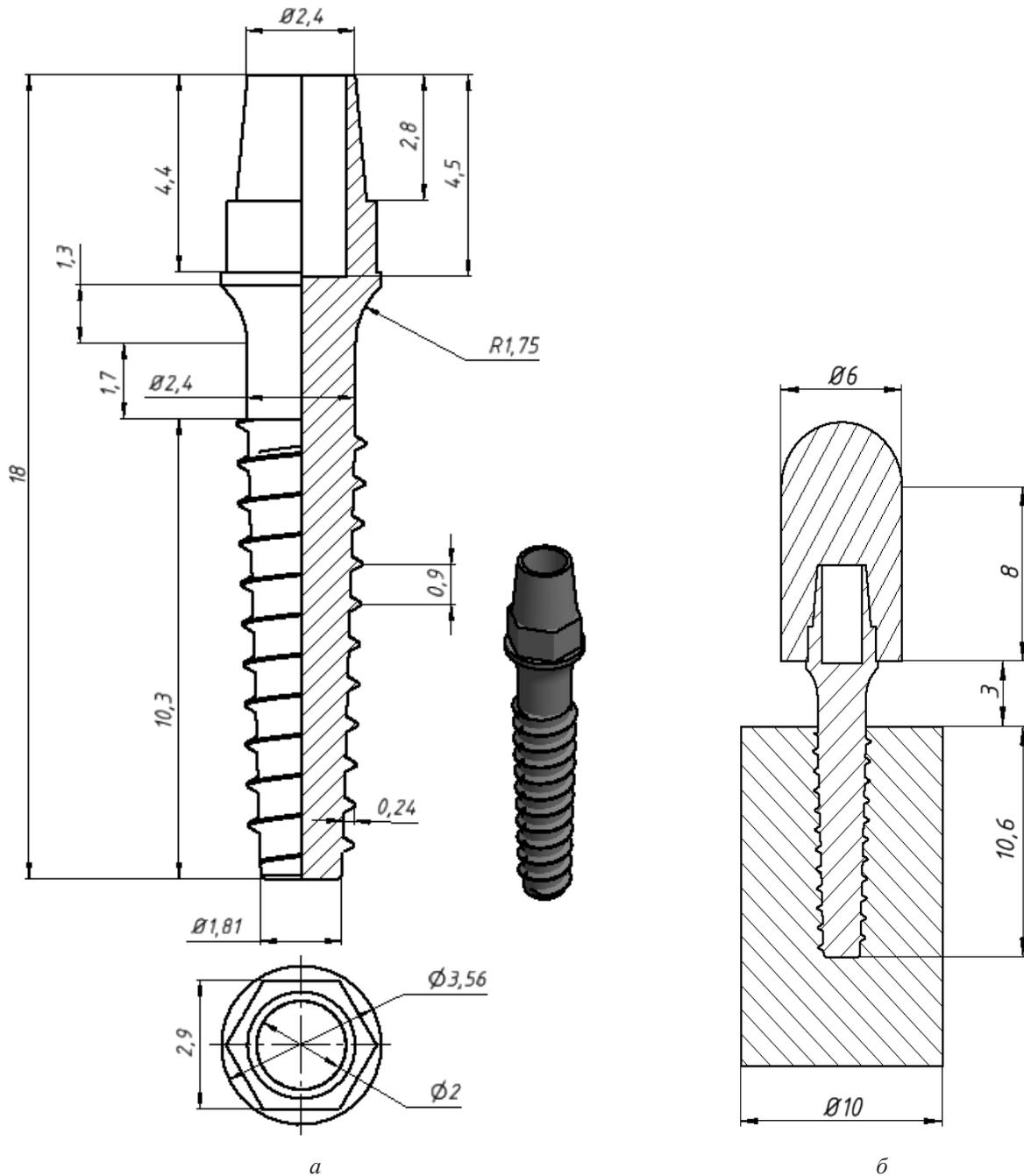


Рис. 1. Технический чертеж части конструкции имплантата (а); модель конструкции имплантата в сборе, и в виде разреза (б)

Fig. 1. Technical drawing of a part of the implant structure (a); model of the implant assembly, and in the form of a section (b)

Все материалы при расчетах рассматривались как изотропные и гомогенные. Предполагалось, что материалы при моделировании будут демонстрировать линейное и упругое поведение, в табл. 1 приведены характеристики материалов имплантата, которые были использованы при математических расчетах. Остальные модели (модель основания и абатмента) выполнены с использованием крупнозернистого Ti Grade 4, стали и алюминия из библиотеки ANSYS. Выбор типов материала для основания и абатмента обусловлен соображениями соответствия физическим испытаниям [4] с целью установления влияния материала основания и абатмента на деформационное поведение имплантата при усталостных испытаниях. Трехмерные модели представляли собой сетки с треугольными элементами с размерами 0,05 мм. Про-

цедуру моделирования и учета структурного состояния материала имплантата проводили аналогично [14] с использованием данных о прочностных и усталостных свойствах наноструктурного титана, полученных в [10].

Поскольку в процессе эксплуатации нагрузка на конструкцию имплантата меняется, с целью адекватной оценки этого эффекта варьировали значение силы нагружения: 50 Н; 75,6 Н; 100 Н; 200 Н. Кроме того, варьировали распределение вектора нагрузки, приведенное к осям системы координат, связанной с имплантатом, как представлено в табл. 2.

Испытание имплантата осуществлялось путем нагрузки на полусферу абатмента с вектором нагрузки под углом 30° к оси имплантата согласно ГОСТ Р ИСО 14801-2012. На рис. 2 показаны условия приложения вектора нагрузки.

**Таблица 1.** Свойства материалов имплантата, использованных в расчетах

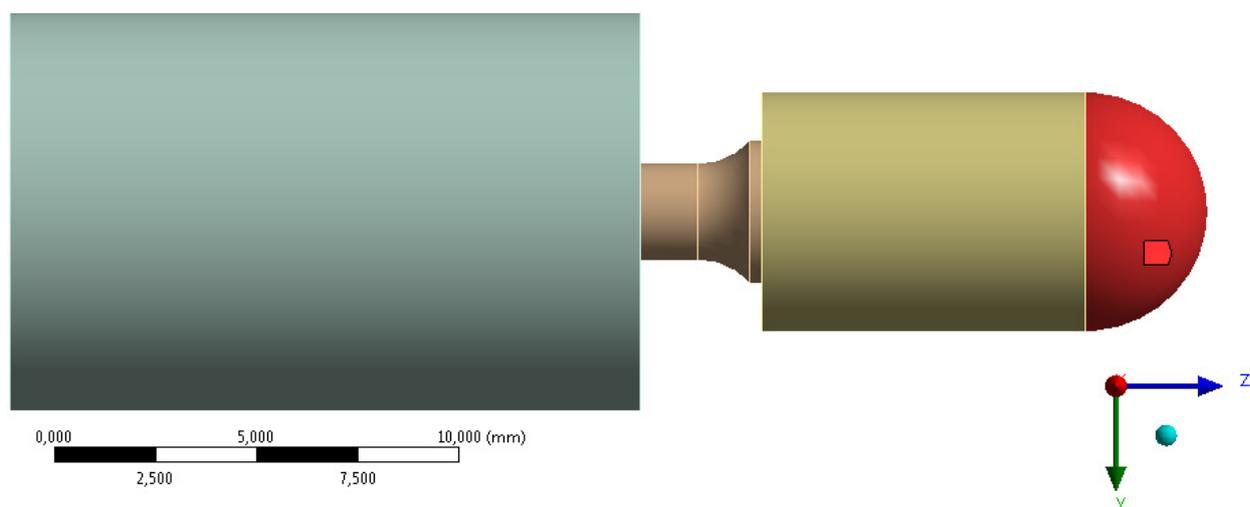
**Table 1.** Properties of implant materials used in calculations

Параметр / Parameter	Титан Grade 4 / CG Grade 4	Наноструктурный титан Grade 4 / Nanostructured Ti Grade 4	Алюминий / Aluminum	Сталь / Steel
Модуль Юнга, ГПа / Young's modulus, GPa	110	110	71	200
Коэффициент Пуассона / Poisson's ratio	0.32	0.32	0,33	0,3
Предел прочности, МПа / Tensile strength, MPa	730	1255	310	460
Предел текучести, МПа / Yield strength, MPa	500	1200	280	250

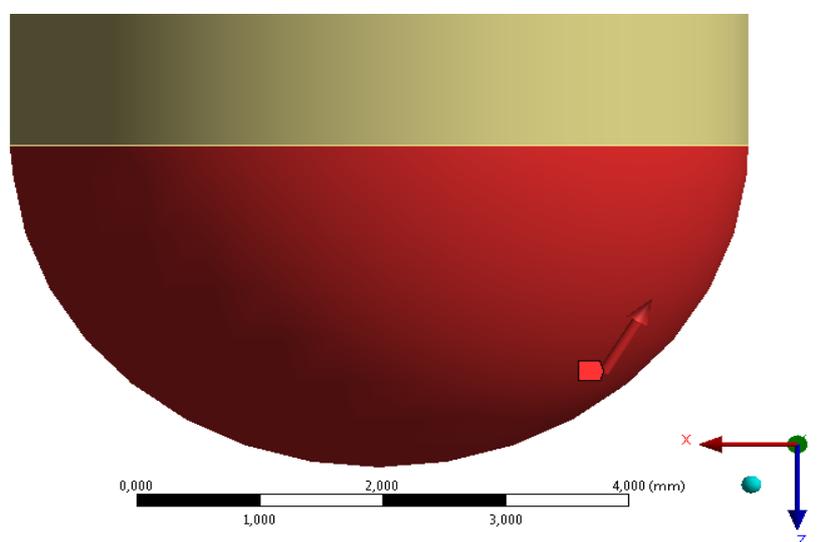
**Таблица 2.** Параметры нагрузки, приложенной к абатменту по осям

**Table 2.** Parameters of the load applied to the abutment along the axes

F, Н	50	75,6	100	200
ось X, Н	-25	-37,8	-50	-100
ось Y, Н	-43,3013	-65,4715	-86,6025	-173,205



а



б

Рис. 2. Направление вектора нагрузки и его приложение к абатменту

Fig. 2. The direction of the load vector and its application to the abutment

Рассчитаны наиболее важные характеристики усталостных характеристик имплантата, применяемые при конечно-элементном моделировании на платформе ANSYS [13–15]. Усталостная долговечность, (*Life*)  $N$ , определяет число циклов напряжения (деформации) до образования трещины заданной протяженности  $N$ . Коэффициент запаса по долговечности, (*Damage*), значение которого больше 1 указывает на то, что деталь выйдет из строя из-за усталостных эффектов до достижения заданного расчетного срока

службы. Коэффициент запаса по амплитудам напряжений (*Safety Factor, S/F*), показывает отношение избыточного запаса прочности, и его значение также не должно опускаться ниже 1, а конструкция с  $S/F = 1$  будет выдерживать только расчетную нагрузку. Эквивалентная амплитуда напряжений, (*Equivalent Alternating Stress*),  $\sigma_{\text{а экв}}$ , не должна превышать предела прочности или предела текучести материала, используемого в изготовлении дентального имплантата.

В рамках поставленной задачи также рассматривали напряженно-деформированное состояние исследуемой системы в терминах эквивалентного напряжения (Equivalent Stress) и напряжения по фон Мизесу (Equivalent von-Mises).

## 2. Результаты и обсуждение

Рассчитанные значения напряжения и усталостных параметров представлены

в табл. 3–6 и на рис. 3, 4. Результаты моделирования в табл. 3–6 показаны с учетом того, что разрушение материала может происходить при достижении расчетных величин критических значений, при этом «Разрушение-1» означает, что критической величины (предела прочности материала) достигло эквивалентное напряжение; «Разрушение-2» –  $Damage > 1$ ; «Разрушение-3» –  $Life = 0$ .

**Таблица 3.** Результат анализа моделирования по видам деформации имплантата при нагрузке 50 Н

**Table 3.** The result of the simulation analysis by types of implant deformation under a load of 50 N

Тип анализа / Analysis type		Основание – Имплантат – Абатмент / Base – Implant – Abutment					
		T-U-T	T-T-T	S-U-S	S-T-S	A-U-S	A-T-S
Эквивалентная амплитуда напряжений, МПа / Equivalent Alternating Stress, MPa	Max.	355	446	404	525	304	368
Коэффициент запаса по долговечности / Damage	Max.	$9,62 \cdot 10^{-8}$	$1 \cdot 10^{-7}$	$9,62 \cdot 10^{-8}$	$1 \cdot 10^{-7}$	$9,62 \cdot 10^{-8}$	$1 \cdot 10^{-7}$
Усталостная долговечность, циклы / Life, cycles	Min.	$2,16 \cdot 10^{+13}$	$2,08 \cdot 10^{+13}$	$2,16 \cdot 10^{+13}$	$2,08 \cdot 10^{+13}$	$2,16 \cdot 10^{+13}$	$2,08 \cdot 10^{+13}$

**Таблица 4.** Результат анализа моделирования по видам деформации имплантата при нагрузке 75,6 Н

**Table 4.** The result of the simulation analysis by types of implant deformation under a load of 75,6 N

Тип анализа / Analysis type		Основание – Имплантат – Абатмент / Base – Implant – Abutment					
		T-U-T	T-T-T	S-U-S	S-T-S	A-U-S	A-T-S
Эквивалентная амплитуда напряжений, МПа / Equivalent Alternating Stress, MPa	Max.	628		730		524	
Коэффициент запаса по долговечности / Damage	Max.	$2,85 \cdot 10^{-6}$	P № 1, 2, 3	P № 2, 3	P № 1, 2, 3	$9,62 \cdot 10^{-8}$	P № 1, 2, 3
Усталостная долговечность, циклы / Life, cycles	Min.	$7,29 \cdot 10^{+11}$				$2,16 \cdot 10^{+13}$	

**Таблица 5.** Результат анализа моделирования по видам деформации имплантата при нагрузке 100 Н

**Table 5.** The result of the simulation analysis by types of implant deformation under a load of 100 N

Тип анализа / Analysis type		Основание – Имплантат – Абатмент / Base – Implant – Abutment					
		T-U-T	T-T-T	S-U-S	S-T-S	A-U-S	A-T-S
Эквивалентная амплитуда напряжений, МПа / Equivalent Alternating Stress, MPa	Max.	991	P № 1	1190	P № 1	802	P № 1
Коэффициент запаса по долговечности / Damage	Max.	P № 2, 3					
Усталостная долговечность, циклы / Life, cycles	Min.						

**Таблица 6.** Результат анализа моделирования по видам деформации имплантата при нагрузке 200 Н

**Table 6.** The result of the simulation analysis by types of implant deformation under a load of 200 N

Тип анализа / Analysis type		Основание – Имплантат – Абатмент Base – Implant – Abutment					
		T-U-T	T-T-T	S-U-S	S-T-S	A-U-S	A-T-S
Эквивалентная амплитуда напряжений, МПа / Equivalent Alternating Stress, MPa	Max.	P № 1, 2, 3					
Коэффициент запаса по долговечности / Damage	Max.						
Усталостная долговечность, циклы / Life, cycles	Min.						

Сокращенные обозначения комбинаций материалов основания/имплантата/абатмента приведены в виде следующих обозначений:

(КЗ титан – нанотитан – КЗ титан) – T-U-T;

(КЗ титан – КЗ титан – КЗ титан) – T-T-T;

(Сталь – нанотитан – сталь) – S-U-S;

(Сталь – КЗ титан – сталь) – S-T-S;

(Алюминий – нанотитан – сталь) – A-U-S;

(Алюминий – КЗ титан – сталь) – A-T-S.

P обозначает «Разрушение».

Полученные результаты свидетельствуют, что характер материала основания и абатмента заметно влияет на усталостное поведение дентального имплантата. При однократном приложении нагрузки структурное состояние материала имплантата не оказывает влияния на общую деформационную картину, однако при циклическом испытании значения коэффициента запаса для имплантата (рис. 3) указывают, что использование наноструктурного титана, показывает необходимый запас прочности до 75 Н, в отличии от использования крупнозернистого титана.

Изучение напряженного состояния имплантата (рис. 4) после усталостного испытания показывает, что, несмотря на использование различного материала в компоновках системы «основание–имплантат–абатмент», наблюдается схожий характер распределения напряжений. Максимальная концентрация напряжений локализуется у шейки имплантата – в краевой области перехода «основание–имплантат», тогда как у хвостового конца имплантата наблюдаются минимальные значения напряжений.

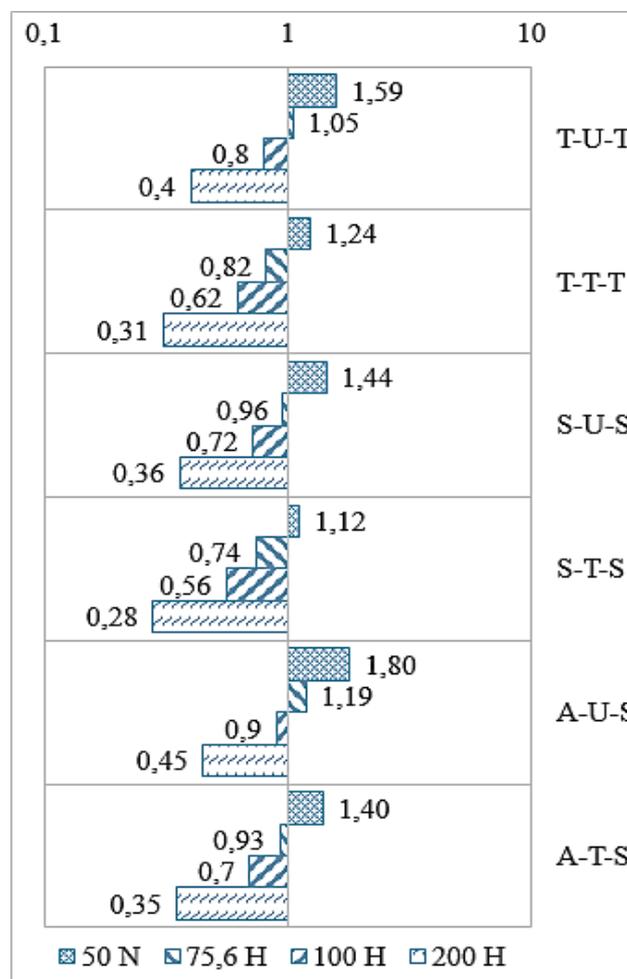


Рис. 3. Распределение коэффициента запаса по амплитудам напряжений для различных компоновок системы «основание–имплантат–абатмент»

Fig. 3. Distribution of the safety factor in terms of stress amplitudes for various layouts of the "base–implant–abutment" system

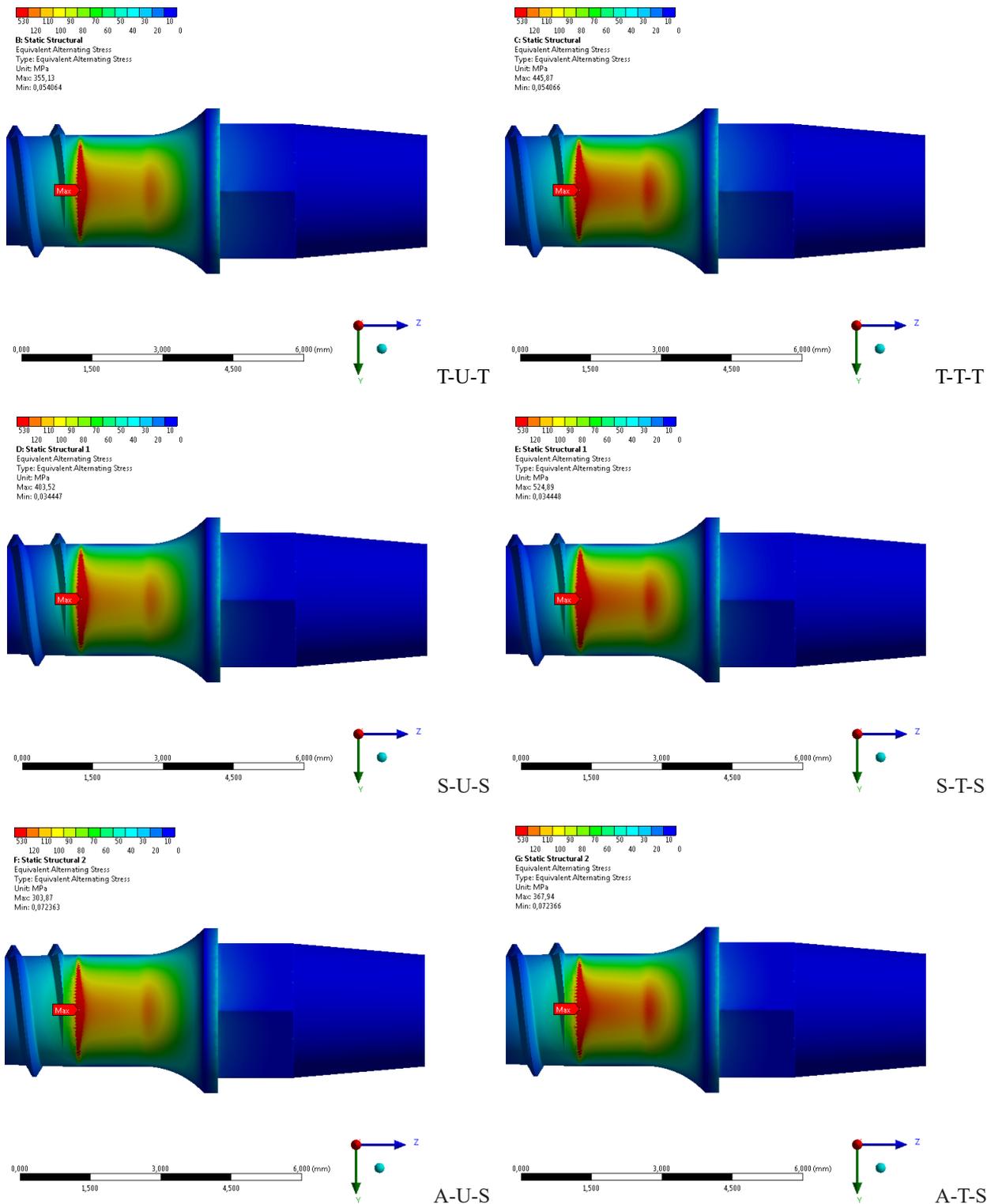
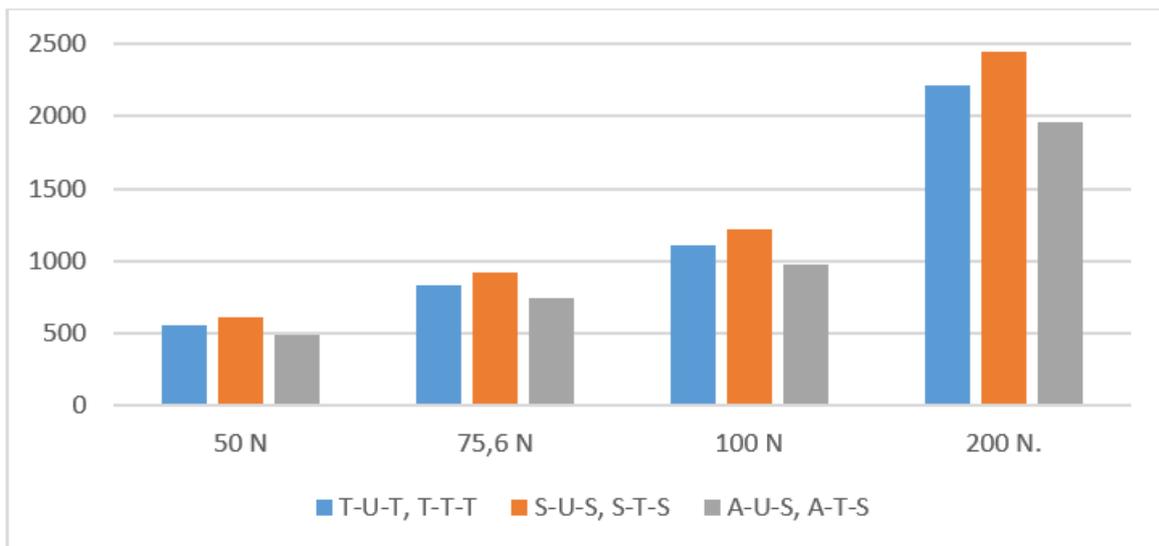


Рис. 4. Вид напряженного состояния имплантата и максимальные значения напряжений для компоновки «основание–имплантат–абатмент» после усталостного испытания с нагрузкой 50 N

Fig. 4. Type of the stress state of the implant and the maximum stress values for the "base–implant–abutment" arrangement after a fatigue test with a load of 50 N



**Рис. 5.** Распределение значений эквивалентного напряжения в зависимости от нагрузки для различных компоновок материала системы «основание–имплантат–абатмент»

**Fig. 5.** Distribution of equivalent stress values depending on the load for different material arrangements of the "base–implant–abutment" system

На рис. 5 приведены значения эквивалентного напряжения в зависимости от нагрузки для различных компоновок материала системы «основание–имплантат–абатмент».

Из рис. 5 видно, что при высоких (относительно титана) показателях модуля Юнга материала основания и абатмента (сталь), имплантат демонстрирует более высокие эквивалентные напряжения при однократной нагрузке по сравнению с использованием титана. В случае использования алюминия в качестве основания, имплантат демонстрирует пониженные значения напряжений. Разница заметно возрастает с увеличением значения приложенной нагрузки. При циклических усталостных испытаниях эта тенденция сохраняется.

При использовании в качестве материала основания сплавов, имеющих более низкий предел прочности и/или модуля Юнга, чем материал имплантата, система демонстрирует наиболее высокие показатели усталостной прочности, что важно учитывать при анализе и планировании усталостных испытаний.

## Выводы

В результате математического моделирования усталостного поведения имплантата, изготовленного из титана в крупнозернистом и наноструктурном состояниях, в рамках системы «основание–имплантат–абатмент» показано, что тип материала основания и абатмента заметно влияет на общую картину деформационного поведения имплантата.

Показано, что при значениях модуля Юнга материала основания и абатмента (стали), превышающих модуль Юнга имплантата, наблюдается повышенный уровень напряжений при усталостных испытаниях, чем при использовании титана. При более низких значениях модуля Юнга материала основания (алюминия) наблюдается обратная картина.

При одинаковых параметрах конструкции имплантат из наноструктурного титана демонстрирует более высокую устойчивость к усталостным нагрузкам, чем у имплантата из крупнозернистого титана.

При использовании различных комбинаций материалов для основания и абатмента распределений напряжений по имплантату имеет схожий характер, при этом максимальные показатели напряжений наблюдаются в области, соответствующей соединению основания и имплантата, что важно учитывать при разработке дентальных имплантатов.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Akca K., Cehreli M. C., Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter Morse taper implant. A nonlinear finite element stress analysis // *Clin Oral Implants Res.* 2003. V. 14, Iss. 4. P. 444–454. DOI: 10.1034/j.1600-0501.2003.00828.x.
2. Hsu J. T., Fuh L. J., Lin D. J., Shen Y. W., Huang H. L. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and 17 three-dimensional finite element analyses // *J Periodontol.* 2009. V. 80, Iss. 7. P. 1125–1132. DOI: 10.1902/jop.2009.090013.
3. Şimşek B., Erkmen E., Yilmaz D., Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis // *Medical Engineering & Physics.* 2006. V. 28, Iss. 3. P. 199–213. DOI: 10.1016/j.medengphy.2005.04.025.
4. Eser A., Heintze S., Albrecht T. FEM Simulations of ISO 14801 Implant Fatigue Test Setup // *Conference Paper, Conference: Science in the Age of Experience, Simulia World Conference 2018 At: Boston, USA.* 2018.
5. Dos Santos Marsico V., Lehmann R. B., de Assis Claro C. A., Amaral M., Vitti R. P., Neves A. C. C., da Silva Concilio L. R. Three-dimensional finite element analysis of occlusal splint and implant connection on stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis and peri-implant bone // *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017. V. 80. P. 141–148. DOI: 10.1016/j.msec.2017.05.071.
6. Peixoto H. E., Camati P. R., Faot F., Sotto-Maior B. S., Martinez E. F., Peruzzo D. C. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study // *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017. V. 80. P. 122–128. DOI: 10.1016/j.msec.2017.03.310.
7. Tsai Y. T., Wang K. S., Woo J. C. Fatigue life and reliability evaluation for dental implants based on computer simulation and limited test data // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science.* 2013. V. 227, Iss. 3. P. 554–564. DOI: 10.1177/0954406212463532.
8. Hernandez A. B., Paterno A., Capello Sousa E. A., de Oliveira Freitas J. P., Foschini C. R. Fatigue Analysis of Dental Prostheses by Finite Element Method (FEM) // *Proceedings of the ASME 2015 International Mechanical Engineering Congress and Exposition.* V. 3: Biomedical and Biotechnology Engineering. 2015. DOI: 10.1115/IMECE2015-51911.
9. Fernandes D. J., Elias C. N., Valiev R. Z., Properties and Performance of Ultrafine Grained Titanium for Biomedical Applications // *Materials Research.* 2015. V. 18, Iss. 6. P. 1163–1175. DOI: 10.1590/1516-1439.005615.
10. Polyakov A. V., Dluhos L., Dyakonov G. S., Raab G. I., Valiev R. Z. Recent Advances in Processing and Application of Nanostructured Titanium for Dental Implants // *Advanced Engineering Materials.* 2015. V. 17, Iss. 12. P. 1869–1875. DOI: 10.1002/adem.201500212.
11. Semenova I. P., Klevtsov G. V., Klevtsova N. A., Dyakonov G. S., Matchin A. A., Valiev R. Z. Nanostructured Titanium for Maxillofacial Mini-Implants // *Advanced Engineering Materials.* 2016. V. 18, Iss. 7. P. 1216–1224. DOI: 10.1002/adem.201500542.
12. Ломакин М. В., Широков Ю. Е., Гаврилов Е. В., Темис М. Ю. Выбор оптимальной конструкции дентальных имплантатов диаметром 5,0 мм с призматическим узлом сопряжения на основе конечно-элементного моделирования [Текст] // *Новое в стоматологии.* 2005. № 6. С. 39–46.
13. Kapustin A. V., Enikeev N. A. Finite-element simulation of fatigue behavior of a medical implant produced from titanium in the large-grained and nanostructured states // *Frontier Materials & Technologies.* 2022. No. 3-1. P. 85–95. DOI: 10.18323/2782-4039-2022-3-1-85-95.
14. Darwich A., Alammam A., Heshmeh O., Szabolcs S., Nazha H. Fatigue loading effect in custom-made all-on-4 implants system: A 3D finite elements analysis // *IRBM.* 2021. V. 43, Iss. 5. P. 372–379. DOI: 10.1016/j.irbm.2021.06.008.
15. Kayabaşı O., Yüzbaşıoğlu E., Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method // *Advances in Engineering Software.* 2006. V. 37, Iss. 10. P. 649–658. DOI: 10.1016/j.advengsoft.2006.02.004.