

ОРИГИНАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Научная статья

УДК 616.314-089.843

3.1.7. Стоматология (медицинские науки)

doi: 10.29039/2712-8164-2023-2-46-60

РАСЧЕТ ДЕФОРМАЦИЙ И ОЦЕНКА СТАТИЧЕСКОЙ ПРОЧНОСТИ СТРУКТУРНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ИМПЛАНТАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ПРИМЕРЕ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ЛИКО-М 4×10 РАЗЛИЧНОЙ КОНСТРУКЦИИ

*Армен Акопович Саркисов¹, Владимир Александрович Зеленский^{1,2},
Вазген Михайлович Аванисян², Александр Александрович Долгалев²,
Юрий Андреевич Сергеев², Дмитрий Юрьевич Семериков³, Анна Викторовна Спицына¹

¹Астраханский государственный медицинский университет, Астрахань, Россия

²Ставропольский государственный медицинский университет, Ставрополь, Россия

³Стоматологическая клиника Валентина, г. Нягань, Россия

Аннотация. Введение. Создание эффективных, надежных, безопасных, технологичных и конкурентоспособных изделий является основной задачей медицинского приборостроения. Важнейшим требованием к современным изделиям медицинского приборостроения является гарантированное обеспечение безопасности пациентов на протяжении всей их жизни. Использование современных пакетов автоматизированного инженерного анализа является на сегодняшний день наиболее эффективным расчетным методом оценки прочности и надежности уникальных изделий медицинского приборостроения, нарушение нормальной работы которых может привести к тяжелым последствиям. Одной из подходящей и эффективной системой автоматизации инженерных расчетов (CAE-системой) является программа ANSYS. **Целью исследования** явилась сравнительная оценка упругой и упругопластической деформации дентальных имплантатов 4×10 различной конструкции на границе абатмент-винт и винт-тело имплантата с использованием компьютерного моделирования напряженно-деформированного состояния. **Материалы и методы.** Объектом исследования были выбраны дентальные имплантаты двух видов: имплантат Лико-М 4×10 с цилиндрической формой тела и имплантат Лико-М ДГ 4×10 с конусной формой тела. Между абатментом и винтом, а также телом имплантата и винтом контакт является фрикционным. Предварительное натяжение винта от начальной затяжки составило 400 Н. Нагрузка была приложена к образующей цилиндрической поверхности абатмента на процент (%) его высоты. **Результаты.** Были выполнены упругий и упругопластический расчеты напряженно-деформированного состояния имплантатов марки Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10. Помимо результатов основных расчетов напряженно-деформированного состояния имплантатов марок Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10, необходимых для оценки их статической прочности, также были вычислены коэффициенты прочности тел имплантатов. Сравнительный анализ статической прочности имплантатов марок Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10 позволил сделать значимые для практического использования имплантатов выводы.

Ключевые слова: расчет деформаций, напряженно-деформированное состояние, дентальные имплантаты, статическая прочность.

Для цитирования: Саркисов А. А., Зеленский В. А., Аванисян В. М., Долгалев А. А., Сергеев Ю. А., Семериков Д. Ю., Спицына А. В. 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. Т. 4, № 2. С. 46–60. doi: 10.29039/2712-8164-2023-2-46-60.

* © Саркисов А.А., Зеленский В.А., Аванисян В.М., Долгалев А.А., Сергеев Ю.А., Семериков Д.Ю., Спицына А.В., 2023

CALCULATION OF DEFORMATIONS AND EVALUATION OF STATIC STRENGTH OF STRUCTURAL ELEMENTS OF IMPLANT SYSTEMS ON THE EXAMPLE OF DENTAL IMPLANTS LIKO-M 4×10 OF DIFFERENT DESIGN

Armen A. Sarkisov¹, Vladimir A. Zelenskiy^{1,2}, Vazgen M. Avanisyan², Aleksandr A. Dolgalev², Yuriy A. Sergeev², Dmitriy Yu. Semerikov³, Anna V. Spitsyna¹

¹Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia

²Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia

³Valentina Dental Clinic, Nyagan', Russia

Abstract. Introduction. The creation of effective, reliable, safe, technologically advanced and competitive products is the main task of medical device engineering. The most important requirement to modern medical devices is to guarantee patients' safety during their lifetime. Today the use of modern computer-aided engineering analysis packages is the most effective calculation method for evaluating the strength and reliability of unique medical devices that can lead to serious consequences if their operation is disturbed. One of the most suitable and efficient systems for automated engineering calculations (CAE-system) is the ANSYS software. **The purpose** of this study was the comparative assessment of the elastic and elastoplastic deformation of 4×10 dental implants of different designs on the abutment-pin and screw-body interface, using the computer simulation of the stress-strain state. **Materials and methods.** Two kinds of dental implants were chosen for this study: a Liko-M 4×10 implant with the cylindrical body shape and a Liko-M DG 4×10 implant with a tapered body shape. The contact between the abutment and screw as well as the implant body and screw is frictional. The pre-tensioning of the screw from the initial tightening was 400 N. The load was applied to the cylindrical surface of the abutment at a percentage of its height. **Results.** Elastic and elastic-plastic calculations of the stress-strain state of Liko-M 4×10 and Liko-M DG 4×10 implants were performed. Besides the results of the main calculations of the stress-strain state of the implants Liko-M 4×10 and Liko-M DG 4×10, necessary to assess their static strength, we have also calculated the strength coefficients of implant bodies. Comparative analysis of the static strength of the Liko-M 4×10 and Liko-M DG 4×10 implants provides conclusions, which are significant for practical application of the implants.

Keywords: strain calculation, stress-strain state, dental implants, static strength

For citation: Sarkisov A. A., Zelenskiy V. A., Avanisyan V. M., Dolgalev A. A., Sergeev Yu. A., Semerikov D. Yu., Spitsyna A. V. Calculation of deformations and evaluation of static strength of structural elements of implant systems on the example of dental implants Liko-M 4×10 of different design. Caspian Journal of Medicine and Pharmacy. 2023; 4 (2): 46–60. doi: 10.29039/2712-8164-2023-2-46-60 (In Russ.).

Введение. Создание эффективных, надежных, безопасных, технологичных и конкурентоспособных изделий является основной задачей медицинского приборостроения. При решении этой задачи существует острая необходимость повышения эксплуатационных характеристик выпускаемых изделий, совершенствования технологического процесса производства, сокращения сроков и стоимости разработки и испытаний. Важнейшим требованием к современным изделиям медицинского приборостроения является гарантированное обеспечение безопасности пациентов на протяжении всей их жизни [1].

Использование современных пакетов автоматизированного инженерного анализа является на сегодняшний день наиболее эффективным расчетным методом оценки прочности и надежности уникальных изделий медицинского приборостроения, нарушение нормальной работы которых может привести к тяжелым последствиям. Одной из подходящей и эффективной системой автоматизации инженерных расчетов (CAE-системой) является программа ANSYS, позволяющая смоделировать возможные функциональные исходы и вероятные нарушения в работе медицинского оборудования и материалов [2, 3].

Цель: сравнительная оценка упругой и упругопластической деформации дентальных имплантов 4×10 различной конструкции на границе абатмент-винт и винт-тело имплантата с использованием компьютерного моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС).

Материалы и методы исследования. Объектом исследования были выбраны дентальные имплантаты двух видов: имплантат Лико-М 4×10 с цилиндрической формой тела и имплантат Лико-М ДГ 4×10 с конусной формой тела; схемы имплантатов представлены на рисунках 1 и 2.

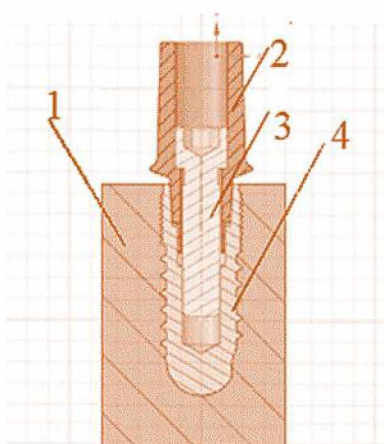


Рис. 1. Конструкция дентального имплантата марки Лико-М 4×10:
 1 – блок костной ткани, 2 – абатмент, 3 – винт, 4 – тело имплантата
Fig. 1. Design of a dental implant brand Liko-M 4×10:
 1 – block of bone tissue, 2 – abutment, 3 – screw, 4 – implant body

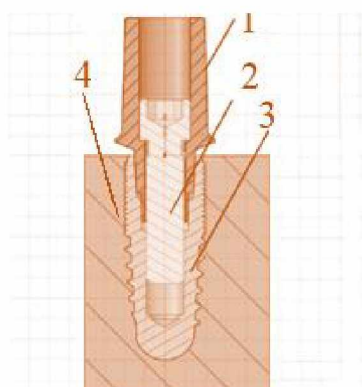


Рис. 2. Конструкция дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10:
 1 – абатмент, 2 – винт, 3 – тело имплантата, 4 – блок костной ткани
Fig. 2. Design of a dental implant brand Liko-M DG 4×10:
 1 – abutment, 2 – screw, 3 – implant body, 4 – block of bone tissue

Между абатментом и винтом, а также телом имплантата и винтом контакт является фрикционным. Именно данный контакт и образующие его структурные элементы и были нами исследованы.

Предварительное натяжение винта от начальной затяжки составило 400 Н. Нагрузка была приложена к образующей цилиндрической поверхности абатмента на процент (%) его высоты. Следует считать, что нагрузка была направлена вниз под углом 30° к вертикали в плоскости, перпендикулярной продольной вертикальной плоскости блока костной ткани.

Части имплантационной системы, абатмент и винт, изготовлены из титанового сплава Grade 5. На основе изучаемых дентальных имплантатов были созданы и используются при дальнейшем компьютерном моделировании конечно-элементные сетки, которые представлены на рисунках 3 и 4.

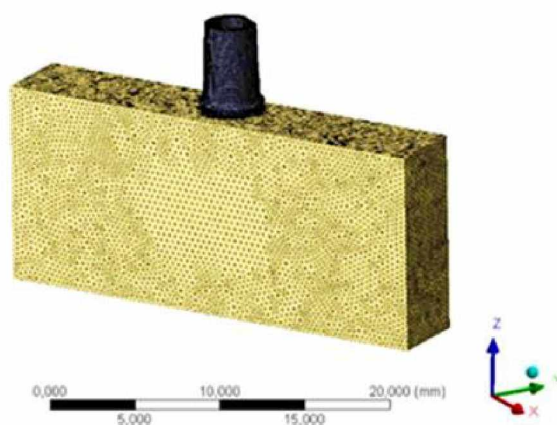


Рис. 3. Конечно-элементная сетка имплантата марки Лико-М 4×10
Fig. 3. Finite element mesh of Liko-M implant 4×10

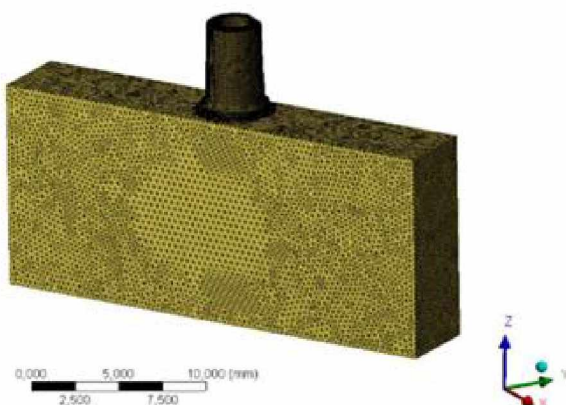


Рис. 4. Конечно-элементная сетка имплантата марки Лико-М ДГ 4×10
Fig. 4. Finite element mesh of the Liko-M DG 4×10 implant

Результаты исследования и их обсуждение. В ходе работы были выполнены расчеты НДС имплантатов:

- упругий расчет дентального имплантата марки Лико-М 4×10; Лико-М ДГ 4×10;
- упругопластический расчет дентального имплантата марки Лико-М 4×10, Лико-М ДГ 4×10.

Упругий расчет дентальных имплантатов марки Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10. На рисунках 5-8 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в элементах дентального имплантата марки Лико-М 4×10 в моменты времени, которые соответствуют завершению процесса предварительной затяжка винта (time = 1 с) и завершению процесса нагружения (time = 2 с). На рисунках 9-12 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в элементах дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 в аналогичные моменты времени. Результаты упругого расчета имплантата марки Лико-М 4×10 Лико-М ДГ 4×10 приведены в сводной таблице 1.

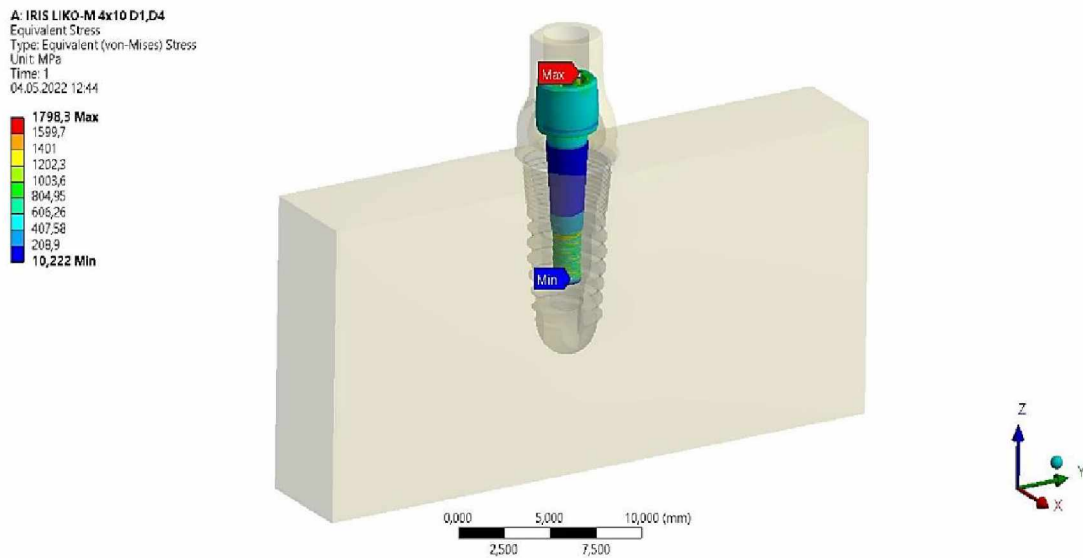


Рис. 5. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 (time = 1 с)
Fig. 5. Distribution of stresses reduced according to von Mises in the screw of a dental implant Liko-M 4×10 (time = 1 s)

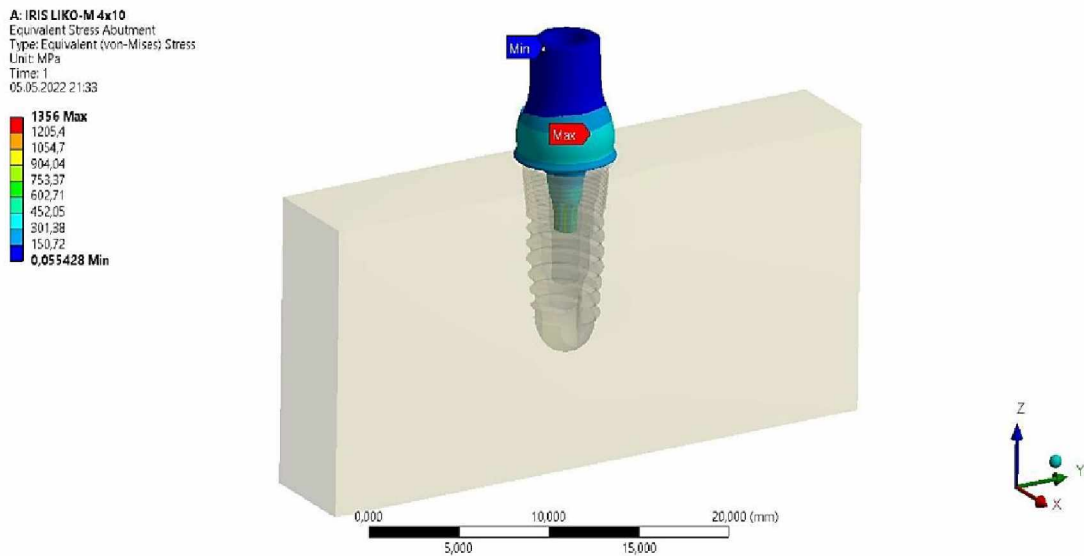


Рис. 6. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 (time = 1 с)
Fig. 6. Distribution of stresses reduced according to Mises in the abutment of a dental implant Liko-M 4 × 10 (time = 1 s)

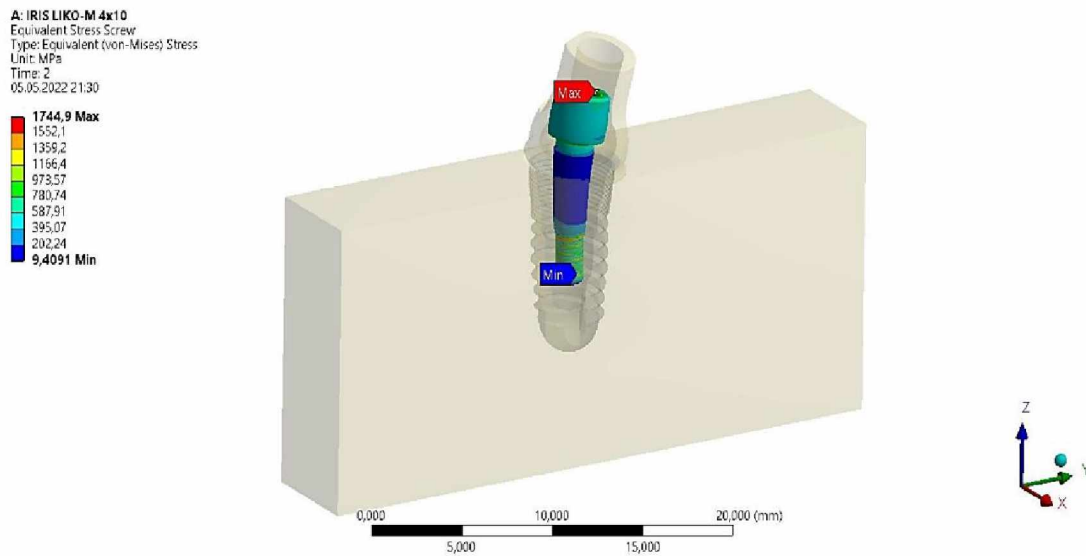


Рис. 7. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 (time = 2 с)
Fig. 7. Distribution of stresses reduced according to von Mises in the screw of a dental implant Liko-M 4×10 (time = 2 s)

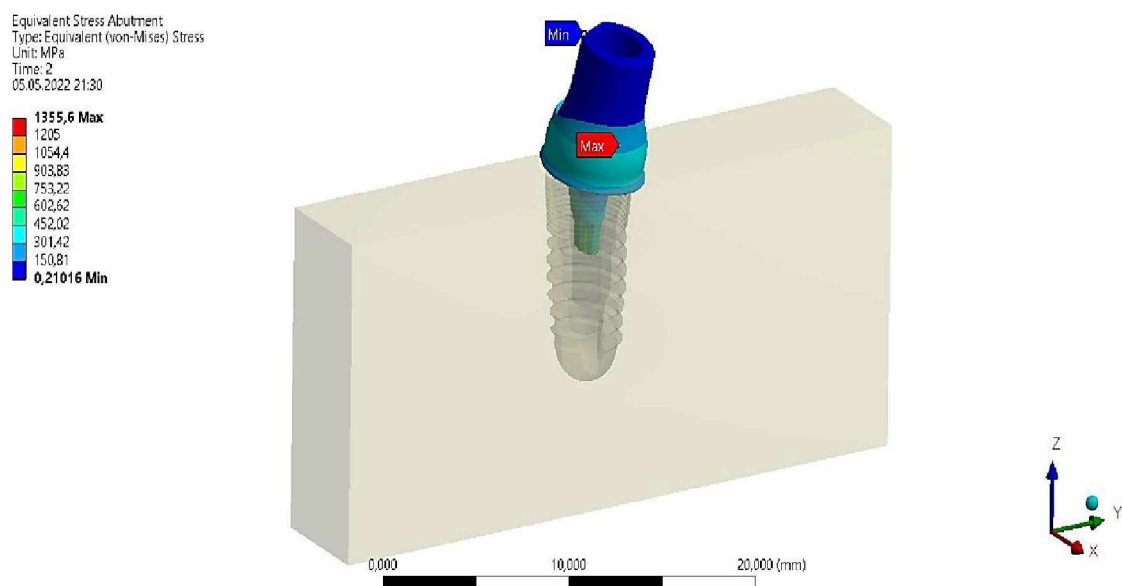


Рис. 8. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 (time = 2 с)
Fig. 8. Distribution of stresses reduced according to von Mises in the abutment of a dental implant Liko-M 4 × 10 (time = 2 s)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08.05.2022 15:47

1114,5 Max
 992,13
 869,75
 747,38
 625
 502,63
 380,25
 257,88
 135,5
 13,126 Min

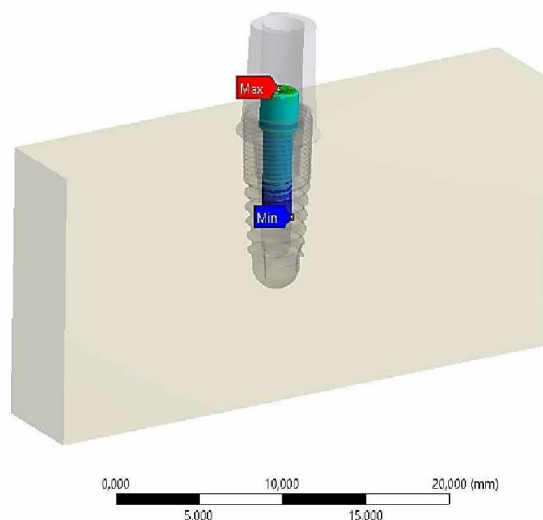


Рис. 9. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time = 1 с)

Fig. 9. Distribution of stresses reduced according to Mises in the screw of a dental implant Liko-M DG 4×10 (time = 1 s)

Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 08.05.2022 15:47

1206,4 Max
 1072,3
 938,31
 804,27
 670,24
 536,2
 402,16
 268,13
 134,09
 0,053016 Min

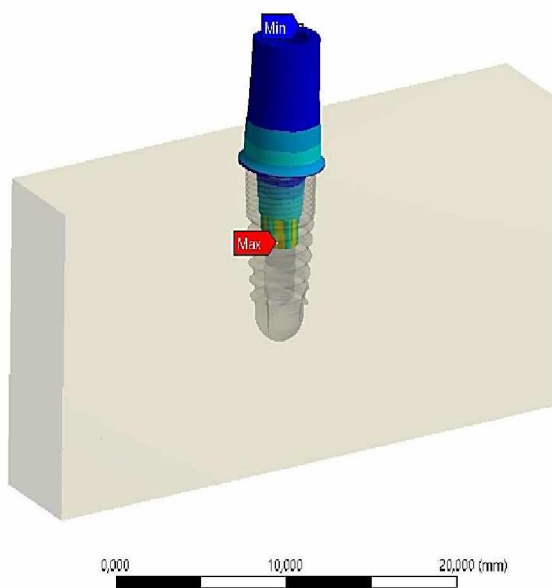


Рис. 10. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time = 1 с)

Fig. 10. Distribution of stresses reduced according to Mises in the abutment of a dental implant Liko-M DG 4×10 (time = 1 s)

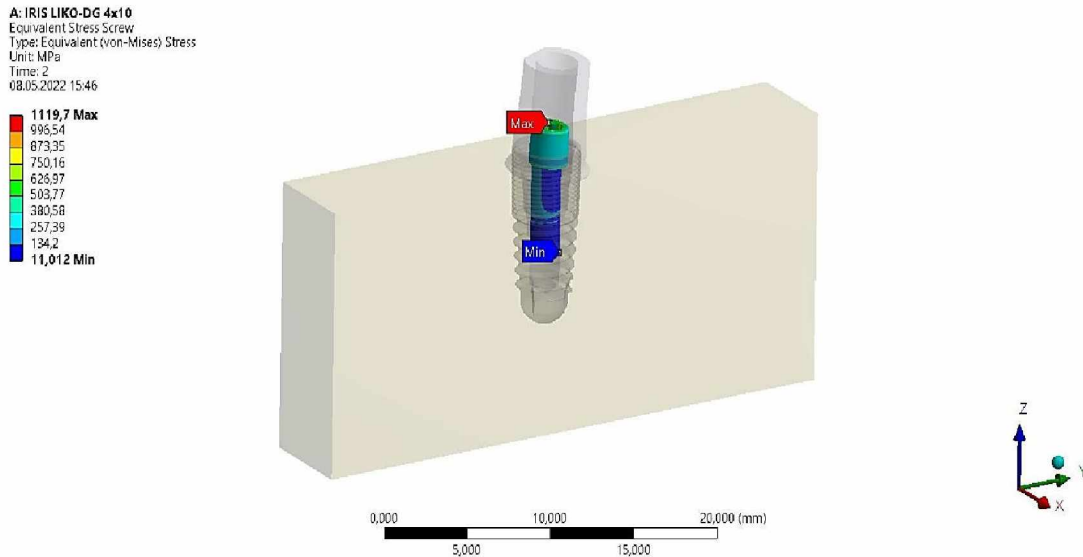


Рис. 11. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time =2 с)

Fig. 11. Distribution of stresses reduced according to Mises in the screw of a dental implant Liko-M DG 4 × 10 (time = 2 s)

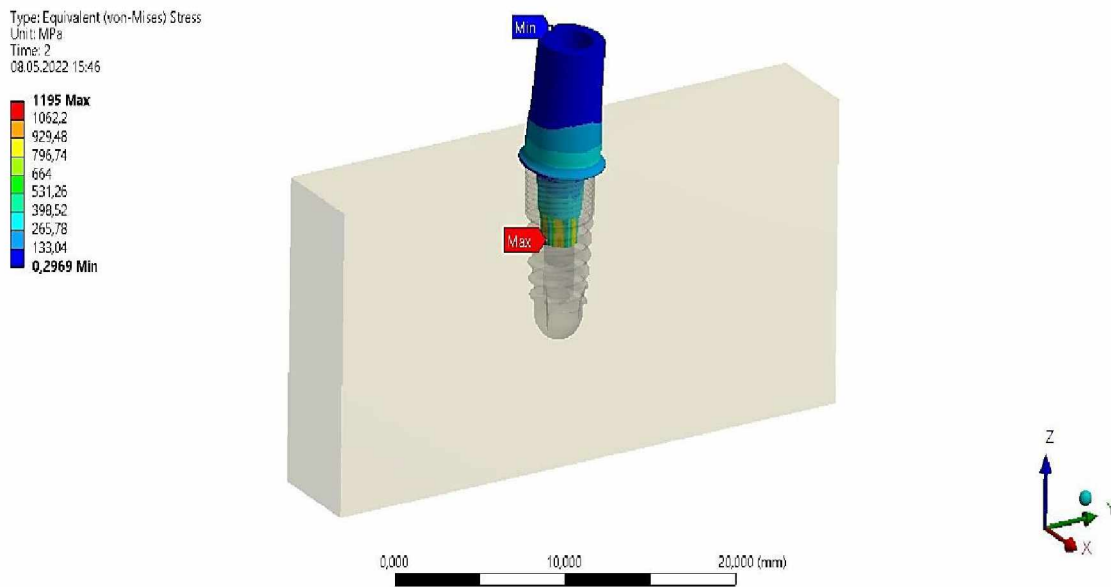


Рис. 12. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time =2 с)

Fig. 12. Distribution of stresses reduced according to Mises in the abutment of a dental implant Liko-M DG 4×10 (time = 2 s)

Таблица 1. Основные результаты упругого расчета имплантата марки Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10
 Table 1. Main results of the elastic calculation of the Liko-M 4×10 and Liko-M DG 4×10 implants

Наименование характеристики	Марка имплантата			
	Лико-М		Лико-М ДГ	
	<i>time = 1 с</i>	<i>time = 2 с</i>	<i>time = 1 с</i>	<i>time = 2 с</i>
Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в винте, МПа	1798,3	1750	1114,5	1119,7
Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте, МПа	1356	1355,6	1206,4	1195

Ввиду того, что максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в винте и абатменте превышают пределы текучести материалов, из которых они изготовлены, возникает необходимость проведения упругопластического расчета.

Упругопластический расчет дентальных имплантатов марки Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10.

На рисунках 13-16 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в элементах дентального имплантата марки Лико-М 4×10 в моменты времени, которые соответствуют завершению процесса предварительной затяжка винта ($time = 1\ c$) и завершению процесса нагружения ($time = 2\ c$). На рисунках 17-20 показаны распределения приведенных по Мизесу напряжений в элементах дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 в аналогичные моменты времени. Результаты упругого расчета имплантата марки Лико-М 4×10 Лико-М ДГ 4×10 приведены в сводной таблице 2.

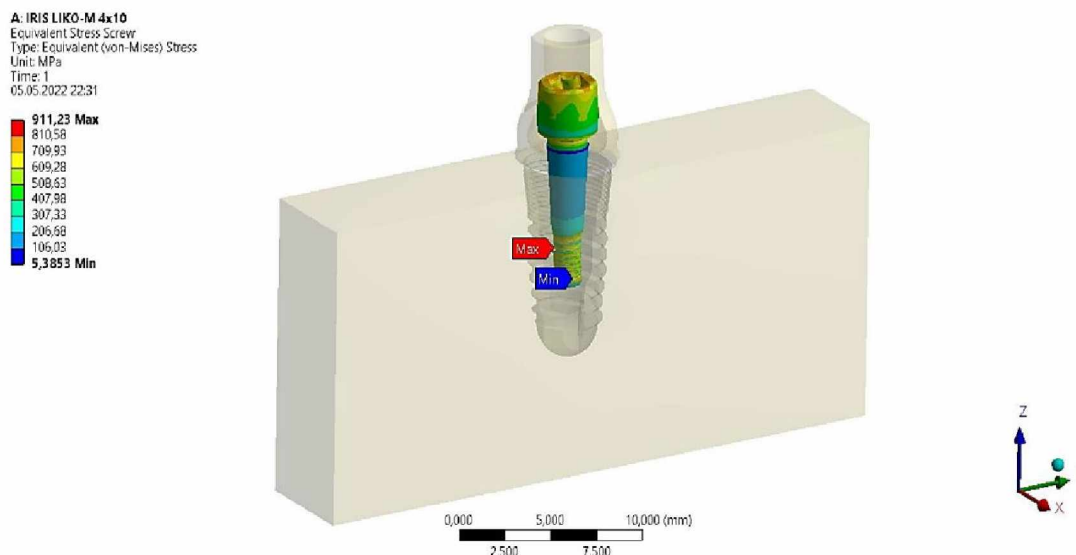


Рис. 13. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 ($time = 1\ c$)
Fig. 13. Distribution of stresses reduced according to von Mises in the screw of a dental implant Liko-M 4×10 ($time = 1\ s$)

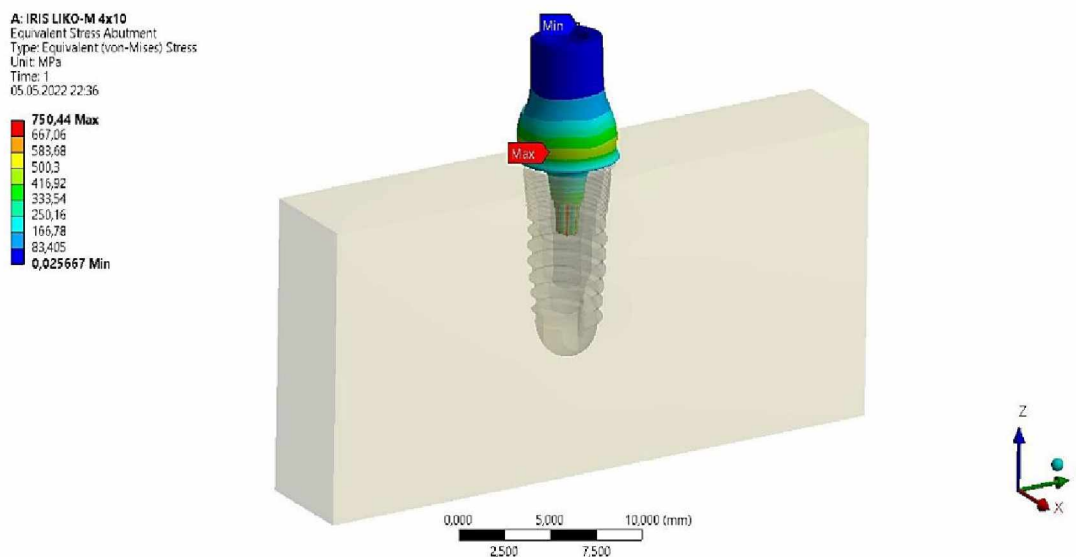


Рис. 14. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 ($time = 1\ c$)
Fig. 14. Distribution of stresses reduced according to Mises in the abutment of a dental implant Liko-M 4 × 10 ($time = 1\ s$)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 22:30

923,4 Max
 821,57
 719,93
 618,2
 516,46
 414,72
 312,99
 211,25
 109,51
 7,7783 Min

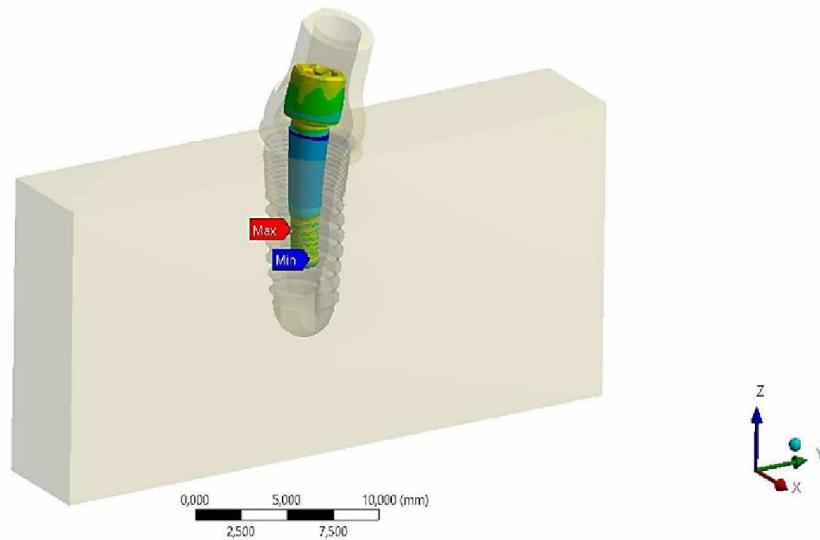


Рис. 15. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 (time = 2 с)
Fig. 15. Distribution of stresses reduced according to von Mises in the screw of a dental implant Liko-M 4×10 (time = 2 s)

A: IRIS LIKO-M 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 2
 05.05.2022 22:30

759,29 Max
 674,95
 590,61
 506,27
 421,93
 337,59
 253,25
 168,91
 84,57
 0,22973 Min

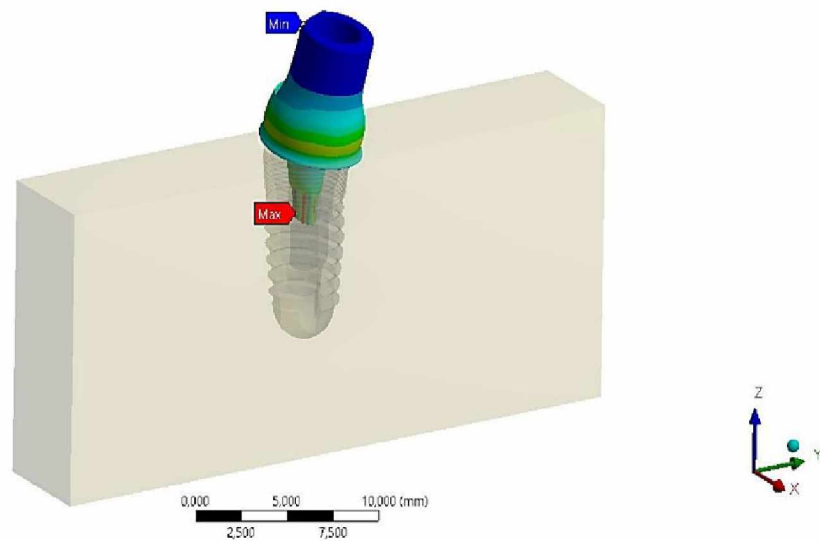


Рис. 16. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М 4×10 (time = 2 с)
Fig. 16. Distribution of stresses reduced according to Mises in the abutment of a dental implant Liko-M 4×10 (time = 2 s)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Screw
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 09.05.2022 20:31

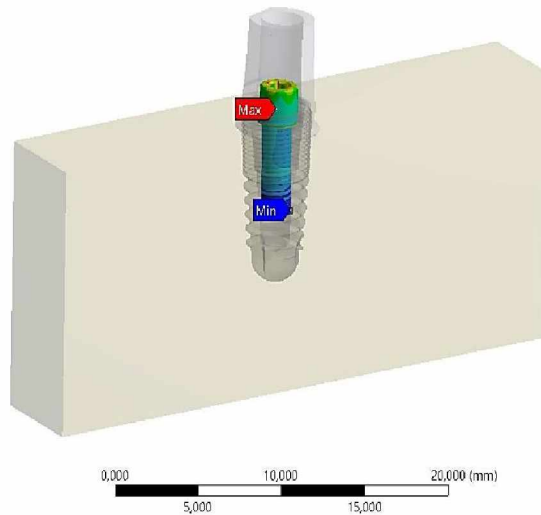
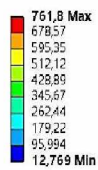


Рис. 17. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time = 1 с)

Fig. 17. Distribution of stresses reduced according to Mises in the screw of a dental implant Liko-M DG 4×10 (time = 1 s)

A: IRIS LIKO-DG 4x10
 Equivalent Stress Abutment
 Type: Equivalent (von-Mises) Stress
 Unit: MPa
 Time: 1
 09.05.2022 20:31

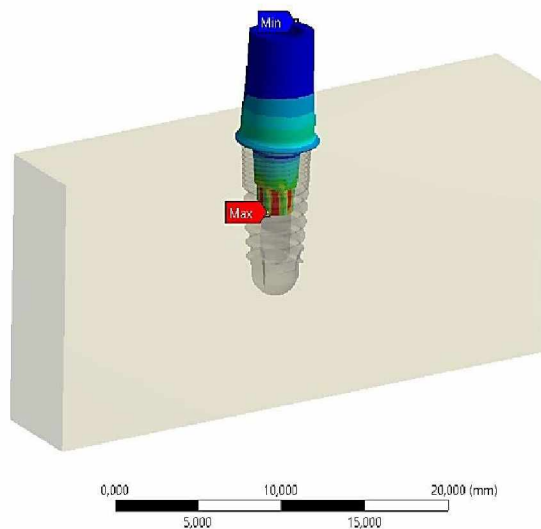
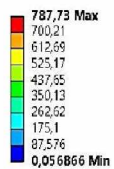


Рис. 18. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time = 1 с)

Fig. 18. Distribution of stresses reduced according to Mises in the abutment of a dental implant Liko-M DG 4×10 (time = 1 s)

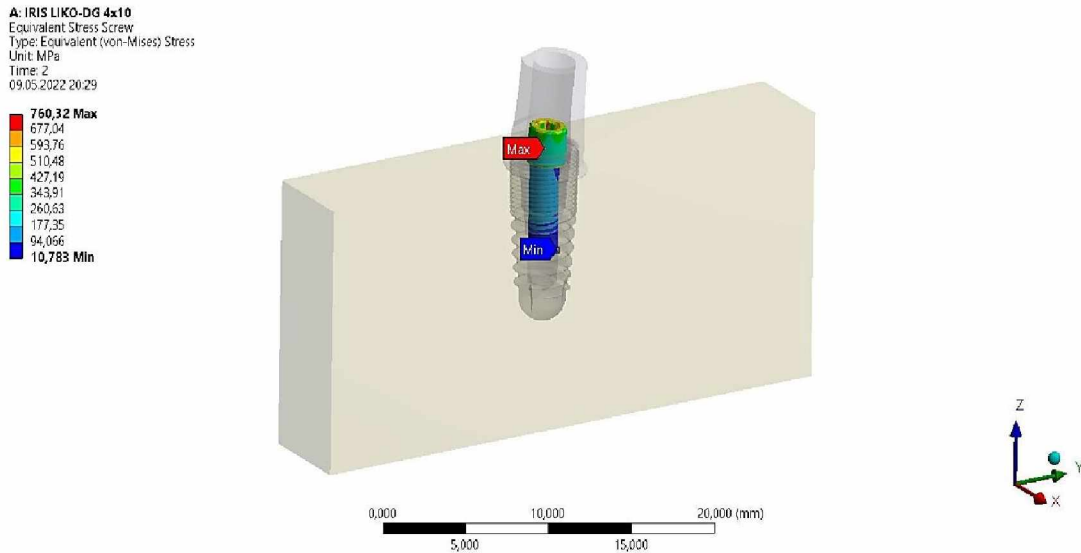


Рис. 19. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в винте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time =2 с)
Fig. 19. Distribution of stresses reduced according to Mises in the screw of a dental implant Liko-M DG 4 × 10 (time = 2 s)

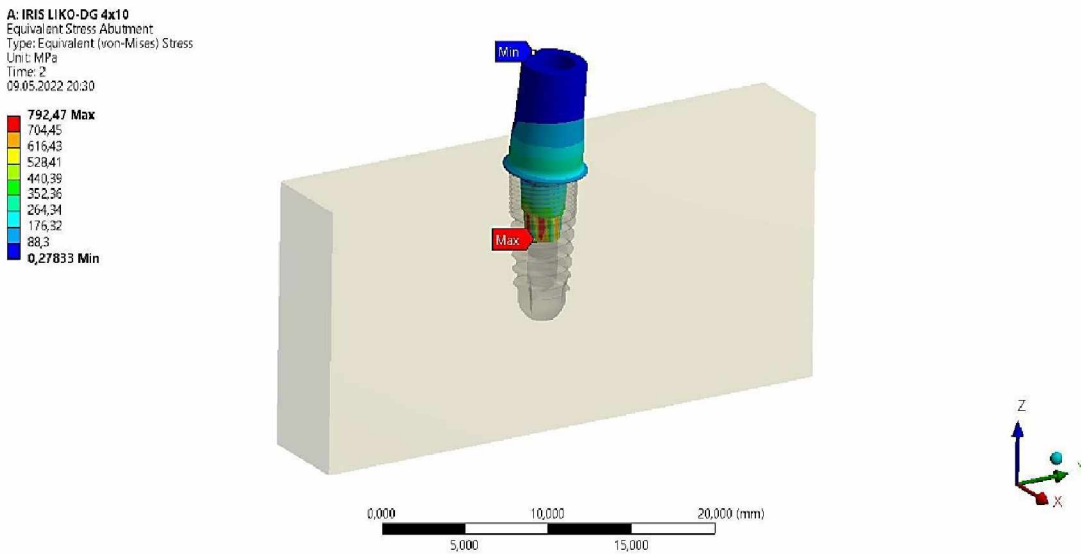


Рис. 20. Распределение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте дентального имплантата марки Лико-М ДГ 4×10 (time =2 с)
Fig. 20. Distribution of stresses reduced according to Mises in the abutment of a dental implant Liko-M DG 4×10 (time = 2 s)

Таблица 2. Основные результаты упругопластического расчета имплантатов марки Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10

Table 2. Main results of elastoplastic calculation of implants of the brand Liko-M 4×10 and Liko-M DG 4×10

Наименование характеристики	Марка имплантата			
	Лико-М		Лико-М ДГ	
	time = 1 с	time = 2 с	time = 1 с	time = 2 с
Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в винте, МПа	911,2	923,4	761,8	760,3
Максимальное значение приведенных по Мизесу напряжений в абатменте, МПа	750,4	759,3	787,7	792,5

Полученные количественные данные приведенных по Мизесу напряжений свидетельствуют о том, что имплантат марки Лико-М ДГ 4×10 ввиду конусной формы своего тела обладает меньшей, на 20% по сравнению с имплантатом марки Лико-М 4×10, потенциальной энергией формоизменений и деформации. Такие результаты особенно важны при клиническом использовании, ведь они определяют выбор имплантационной системы с наилучшими техническими характеристиками и наименьшей степенью деформации костных структур имплантационного ложа.

Помимо результатов основных расчетов напряженно-деформированного состояния имплантатов марок Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10, необходимых для оценки их статической прочности, были вычислены коэффициенты прочности тел имплантатов. Числовые данные приведены в таблице 3.

Таблица 3. Коэффициенты запаса прочности тел имплантатов
Table 3. Safety factors for implant bodies

Этап нагружения	Марка имплантата	
	Лико-М	Лико-М ДГ
Упругий расчет		
Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	0,205	0,824
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	0,204	0,751
Упругопластический расчет		
Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	0,287	0,801
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	0,287	0,782

Полученные количественные данные запаса прочности тел имплантатов свидетельствуют о том, что имплантат марки Лико-М ДГ 4×10 примерно в 4 раза прочнее имплантата марки Лико-М 4×10, что говорит о более долгосрочном использовании данной имплантационной системы без возможного раннего риска поломки винта или замены имплантата.

Относительные приведенные напряжения тел имплантатов вычисляются как обратные величины по отношению к значениям коэффициентов запаса прочности. Вычисленные значения относительных приведенных напряжений тел имплантатов отражены в таблице 4.

Таблица 4. Относительное приведенное напряжение тел имплантатов
Table 4. Relative reduced stress of implant bodies

Этап нагружения	Марка имплантата	
	Лико-М	Лико-М ДГ
Упругий расчет		
Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	4,88	1,21
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	4,9	1,33
Упругопластический расчет		
Предварительная затяжка винта (первый этап нагружения)	3,48	1,24
Приложение нагрузки (второй этап нагружения)	3,48	1,27

Полученные количественные данные относительных приведенных напряжений тел имплантатов аналогичным образом свидетельствуют о меньшем приложении сил для затяжки винта имплантата Лико-М ДГ 4×10, что также сказывается на его долгом клиническом использовании без возможных деформаций тела имплантата или отлома винта.

Сравнительный анализ статической прочности имплантатов марок Лико-М 4×10 и Лико-М ДГ 4×10 позволил сделать следующие, значимые для практического использования имплантатов **выводы**:

- процесс нагружения имплантата является двухстадийным: на первом этапе происходит предварительная затяжка винта, а во второй этап происходит приложение нагрузки;
- в процессе нагружения имплантата уровень его нагруженности меняется нелинейно: на первом этапе формируется высокий уровень нагруженности, на втором этапе происходит перераспределение напряжений;
- распределение напряжений по объему деталей имплантата неоднородно, максимальные значения приведенных по Мизесу напряжений возникают в теле имплантата в месте контакта теле имплантата с абатментом;
- учитывая высокий уровень нагруженности деталей рассматриваемых имплантатов, возможным способом увеличения их статической прочности следует считать уменьшение величины предварительной затяжки винтов.

- при сравнении двух имплантационных систем по физико-механическим свойствам их элементов и анализе статической прочности предпочтении при клиническом использовании отдается имплантатам марки Лико-М ДГ 4×10 за счет особенностей конструкции их тел, меньшего приложения сил для затяжки винта, меньших, почти на 20 %, значений напряжений по Мизесу в винте, а также большего коэффициента запаса прочности, что подтверждается количественными данными.

Раскрытие информации. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Disclosure. The authors declare that they have no competing interests.

Вклад авторов. Авторы декларируют соответствие своего авторства международным критериям ICMJE. Все авторы в равной степени участвовали в подготовке публикации: разработка концепции статьи, получение и анализ фактических данных, написание и редактирование текста статьи, проверка и утверждение текста статьи.

Authors' contribution. The authors declare the compliance of their authorship according to the international ICMJE criteria. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

Источник финансирования. Авторы декларируют отсутствие внешнего финансирования для проведения исследования и публикации статьи.

Funding source. The authors declare that there is no external funding for the exploration and analysis work.

Список источников

1. Пахарьков Г. Н., Попечителей Е. П. Принципы и методы обеспечения качества медико-технического оснащения здравоохранения. Учебное пособие. СПб.: СПб ГЭТУ «ЛЭТИ», 2003. 120 с.
2. Theory Reference for ANSYS and Workbench. Canonsburg: ANSYS Inc., 2019.
3. Structural Analysis Guide. Canonsburg: ANSYS Inc., 2019.

References

1. Pakhar'kov G. N., Popchitelev E. P. Principles and methods for ensuring the quality of medical and technical equipment for health care: a textbook. Saint Petersburg: Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"; 2003. 120 p.
2. Theory Reference for ANSYS and Workbench. Canonsburg: ANSYS Inc.; 2019.
3. Structural Analysis Guide. Canonsburg: ANSYS Inc.; 2019.

Информация об авторах

А.А. Саркисов, кандидат медицинских наук, доцент, заведующий кафедрой стоматологии детского возраста, профилактики стоматологических заболеваний, Астраханский государственный медицинский университет, Астрахань, Россия, e-mail: a.sarkisov@rambler.ru.

В.А. Зеленский, доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой стоматологии общей практики и детской стоматологии, Ставропольский государственный медицинский университет, Ставрополь, Россия; профессор кафедры стоматологии детского возраста, профилактики стоматологических заболеваний, Астраханский государственный медицинский университет, Астрахань, Россия, e-mail: moon175@yandex.ru.

В.М. Аванисян, ординатор кафедры терапевтической стоматологии, Ставропольский государственный медицинский университет, Ставрополь, Россия, e-mail: avanvaz@yandex.ru.

А.А. Долгалева, доктор медицинских наук, профессор кафедры стоматологии общей практики и детской стоматологии, начальник центра инноваций и трансфера технологий научно-инновационного объединения, Ставропольский государственный медицинский университет, Ставрополь, Россия; Профессор кафедры клинической стоматологии с курсом ХС и ЧЛХ, Пятигорский медико-фармацевтический институт – филиал Волгоградского государственного медицинского университета, Пятигорск, Россия, e-mail: dolgalev@dolgalev.pro.

Ю.А. Сергеев, заочный аспирант кафедры стоматологии общей практики и детской стоматологии, Ставропольский государственный медицинский университет», Ставрополь, Россия, e-mail: serg_yuriy@mail.ru.

Д.Ю. Семериков, врач стоматолог-ортопед, стоматолог-хирург, Стоматологическая клиника Валентина, г. Нягань, Россия, e-mail: sim2457@gmail.com.

А.В. Спицына, ассистент кафедры стоматологии детского возраста, профилактики стоматологических заболеваний; Астраханский государственный медицинский университет, Астрахань, Россия, e-mail: annaviktorovna-8@yandex.ru.

Information about the authors

A.A. Sarkisov, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor, Head of Department, Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia, e-mail: a.sarkisov@rambler.ru.

V.A. Zelenskiy, Dr. Sci. (Med.), Professor, Head of Department, Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia; Professor of the Department, Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia, e-mail: moon175@yandex.ru.

V.M. Avanisyan, Resident of Department, Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia, e-mail: avanvaz@yandex.ru.

A.A. Dolgalev, Dr. Sci. (Med.), Professor of Department, Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia; Professor of Department, Pyatigorsk Medical and Pharmaceutical Institute-branch of the Volgograd State Medical University, Pyatigorsk, Russia, e-mail: dolgalev@dolgalev.pro.

Yu.A. Sergeev, Postgraduate Student, Stavropol State Medical University, Stavropol, Russia, e-mail: serg_yuriy@mail.ru.

D.Yu. Semerikov, Dental prosthodontist, dental surgeon, Valentina Dental Clinic, Nyagan, Russia, e-mail: sim2457@gmail.com.

A.V. Spitsyna, Assistant of Department, Astrakhan State Medical University, Astrakhan, Russia, e-mail: annaviktorovna-8@yandex.ru.*

* Статья поступила в редакцию 08.02.2023; одобрена после рецензирования 23.06.2023; принята к публикации 23.06.2023.

The article was submitted 08.02.2023; approved after reviewing 23.06.2023; accepted for publication 23.06.2023.