

DOI: 10.18481/2077-7566-2022-18-4-80-89  
УДК 616.314-089.87

## НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ В КОСТИ И ИНТЕРФЕЙСЕ «ИМПЛАНТАТ — КОСТЬ»

Салеева Г. Т.<sup>1</sup>, Гришин П. О.<sup>1</sup>, Салеев Р. А.<sup>1</sup>, Калининкова Е. А.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Казанский государственный медицинский университет, г. Казань, Россия

<sup>2</sup> Институт усовершенствования врачей Министерства здравоохранения Чувашской Республики, г. Чебоксары, Россия

### Аннотация

**Введение.** В настоящей статье представлены результаты математического моделирования напряженно-деформированного состояния в костной ткани, окружающей имплантат, и соединении «имплантат — кость» в зависимости от диаметра и длины имплантата при различных направлениях приложения силы и угла установки имплантата.

**Цель.** Изучить влияние диаметра, длины имплантата и угла нагрузки на поля напряжений в трехмерной системе «имплантат — кость» с конечными элементами и определить влияние угла нагрузки на поля напряжений при изменении диаметра и длины.

**Материалы и методы.** Для изучения распределения и анализа напряженно-деформированного состояния в костной ткани вокруг имплантатов разного диаметра и длины при проведении дентальной имплантации была создана трехмерная конечно-элементная модель нижней челюсти. С помощью компьютерной томографии и программного обеспечения Universal Surgical Integration System были разработаны три модели.

**Результаты.** Во всех исследуемых случаях максимальные напряжения достигались в кортикальной кости ввиду ее большей жесткости. Однако, так как кортикальная и губчатая кость имеют разные прочностные характеристики, была необходимость рассматривать напряжение на этих участках отдельно.

В кортикальной кости максимальные напряжения всегда достигались вблизи края отверстия и контакта с имплантатом соответственно. В губчатой кости во многих случаях максимальные напряжения были отмечены в области апекса имплантата. В то же время при установке имплантата под углом или при букколингвальном направлении приложения нагрузки напряжения перераспределяются в пользу губчатой кости.

**Выводы.** Можно прийти к выводу, что увеличение длины и диаметра имплантата приводит к заметному снижению напряжений в костной ткани, окружающей имплантат, и в соединении «имплантат — кость». Полученные результаты демонстрируют, что имплантаты небольшого диаметра и длины, установленные в челюстную кость под наклонным углом нагрузки, являются наименее благоприятным вариантом для распределения напряжения на границе «имплантат — кость».

**Ключевые слова:** дентальная имплантация, напряженно-деформированное состояние, имплантат, диаметр, длина, эквивалентные напряжения, направление нагрузки

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Гульшат Тауфиковна САЛЕЕВА ORCID ID 0000-0001-9751-0637

д.м.н., профессор, заведующая кафедрой ортопедической стоматологии, Казанский государственный медицинский университет, г. Казань, Россия  
gulshat.saleeva@kazangmu.ru

Петр Олегович ГРИШИН ORCID ID 0000-0002-8232-381X

к.м.н., доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии, Казанский государственный медицинский университет, г. Казань, Россия  
phlus8@mail.ru

Ринат Ахмедулович САЛЕЕВ ORCID ID 0000-0003-3604-7321

д.м.н., профессор, декан стоматологического факультета, профессор кафедры ортопедической стоматологии, Казанский государственный медицинский университет, г. Казань, Россия  
rinat.saleev@kazangmu.ru

Елена Александровна КАЛИНИНKOVA ORCID ID 0000-0003-3828-614X

ординатор кафедры хирургической стоматологии, Институт усовершенствования врачей Министерства здравоохранения Чувашской Республики, г. Чебоксары, Россия  
elena-vilkova@inbox.ru

Адрес для переписки: Петр Олегович ГРИШИН

420054, РТ, г. Казань ул. Актайская, 17–29

+7 (903) 3066711

phlus8@mail.ru

### Образец цитирования:

Салеева Г. Т., Гришин П. О., Салеев Р. А., Калининкова Е. А.

НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ В КОСТИ И ИНТЕРФЕЙСЕ «ИМПЛАНТАТ — КОСТЬ». Проблемы стоматологии. 2022; 4: 80-89.

© Салеева Г. Т. и др., 2022

DOI: 10.18481/2077-7566-2022-18-4-80-89

Поступила 18.12.2022. Принята к печати 13.01.2023

DOI: 10.18481/2077-7566-2022-18-4-80-89

## **ANALYSIS OF THE STRESS-STRAINED STATE IN THE BONE AND THE IMPLANT — BONE INTERFACE DEPENDING ON THE DIAMETER, LENGTH, ANGLE OF THE IMPLANT AND DIRECTION OF APPLICATION OF FORCE**

**Saleeva G.T.<sup>1</sup>, Grishin P.O.<sup>1</sup>, Saleev R.A.<sup>1</sup>, Kalinnikova E.A.<sup>2</sup>**

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

<sup>2</sup> Postgraduate Doctors' Training Institute, Ministry of Health of the Chuvash Republic, Cheboksary, Russia

### **Annotation**

**Introduction.** This article presents the results of mathematical modeling of the stress-strain state in the bone tissue surrounding the implant and the implant-bone connection depending on the diameter and length of the implant in the case of different directions of force application and the implant-bone implant installation angle.

**Target.** To study the effect of the diameter, length of the implant and the load angle on the stress fields in a three-dimensional implant-bone system with finite elements and determine the effect of the load angle on the stress fields with a change in diameter and length.

**Materials and methods.** To study the distribution and analysis of the stress-strain state in the bone tissue around implants of different diameters and lengths during dental implantation, a three-dimensional finite element model of the lower jaw was created. Three models were developed using computed tomography and the Universal Surgical Integration System software.

**Results.** In all cases studied, the maximum stresses were achieved in the cortical bone due to its greater rigidity. However, since cortical and cancellous bone have different strength characteristics, it was necessary to consider the stress in these areas separately.

In the cortical bone, the maximum stresses were always reached near the edge of the hole and the contact with the implant, respectively. In cancellous bone, in many cases, the maximum stresses were noted in the region of the implant apex. At the same time, when the implant is placed at an angle or in the buccolingual direction of load application, the stresses are redistributed in favor of the cancellous bone.

**Findings.** Thus, in general, it can be concluded that an increase in the length and diameter of the implant leads to a noticeable decrease in stresses in the bone tissue surrounding the implant and in the implant-bone junction. The obtained results demonstrated that implants of small diameter and length, installed in the jawbone at an oblique loading angle, are the least favorable option for stress distribution at the implant-bone interface.

**Keywords:** dental implantation, mathematical modeling, stress-strain state, implant, diameter, length, equivalent stresses, load direction

The authors declare no conflict of interest.

**Gulshat T. SALEEVA** ORCID ID 0000-0001-9751-0637

Grand PhD in Medical Sciences, Professor, Head of the Prosthetic Dentistry Department, Kazan State Medical University, Kazan, Russia  
gulshat.saleeva@kazangmu.ru

**Petr O. GRISHIN** ORCID ID 0000-0002-8232-381X

PhD in Medical Sciences, Associate Professor of the Department of Maxillofacial Surgery and Surgical Dentistry, Kazan State Medical University, Kazan, Russia  
phlus8@mail.ru

**Rinat A. SALEEV** ORCID ID 0000-0003-3604-7321

Grand PhD in Medical Sciences, Professor of the Department of Prosthetic Dentistry, Dean of the Dental Faculty, Kazan State Medical University, Kazan, Russia  
rinat.saleev@kazangmu.ru

**Elena A. KALINNIKOVA** ORCID ID 0000-0003-3828-614X

Resident of the Department of Surgical Dentistry, Postgraduate Doctors' Training Institute, Ministry of Health of the Chuvash Republic, Cheboksary, Russia  
elena-vilkova@inbox.ru

**Correspondence address: Petr O. GRISHIN**

420054, Kazan, Aktayskaya str, 17–29

+7 (903) 3066711

phlus8@mail.ru

### **For citation:**

Saleeva G.T., Grishin P.O., Saleev R.A., Kalinnikova E.A.

ANALYSIS OF THE STRESS-STRAINED STATE IN THE BONE AND THE IMPLANT — BONE INTERFACE DEPENDING ON THE DIAMETER, LENGTH, ANGLE OF THE IMPLANT AND DIRECTION OF APPLICATION OF FORCE. *Actual problems in dentistry.* 2022; 4: 80-89. (In Russ.)

© Saleeva G.T. et al., 2022

DOI: 10.18481/2077-7566-2022-18-4-80-89

Received 18.12.2022. Accepted 13.01.2023

## Введение

Последние разработки в области конструкции и дизайна имплантатов, усовершенствование хирургической техники сделали имплантацию более эффективным и надежным методом реабилитации пациентов при частичной и полной утрате зубов.

При этом биомеханические аспекты планирования имплантации и функционирования внутрикостных дентальных имплантатов изучены недостаточно. Одной из причин такого положения является сложность измерения *in vivo* напряжений в костной ткани при нагрузке как зубов, так и имплантатов.

В части долгосрочного результата, некоторые исследования показали, что высокий процент успешности дентальной имплантации, превышающий 95% в течение более чем 5-летнего периода, может быть достигнут при правильном планировании, выборе конструкции и установке имплантатов.

Результаты проведенных исследований выявили, что такие параметры конструкции, как микроструктура поверхности, геометрия и дизайн резьбы, форма, диаметр и длина имплантата, наряду с объемом и качеством кости, хирургической техникой, существенно влияют на первичную стабильность и характер процесса остеоинтеграции [1].

В большинстве исследований было продемонстрировано, что диаметр, длина, угол наклона, геометрия резьбы, микроструктура поверхности имплантатов, плотность и качество кости, в том числе хирургическая техника имеют большое влияние на возникающее напряжение в костной ткани, окружающей имплантат, и, соответственно, на ее структуру и качество остеоинтеграции между имплантатом и костью [2].

В то же время до сих пор неясно, какое сочетание различных модификаций структурных характеристик имплантатов может обеспечить наименьшее напряжение в окружающей имплантат костной ткани и более положительные результаты имплантации [3]. Также нет четкого ответа на вопрос, каково влияние структурных характеристик имплантатов, в частности микроструктуры поверхности, дизайна резьбы, диаметра и длины на передачу напряжения как в имплантате, так и на окружающую его костную ткань, а также интерфейс «имплантат — кость».

В настоящее время поиск оптимальной конструкции имплантата осуществляется, в первую очередь, аналитическим путем. Для этого используются компьютерные программы двух- и трехмерного математического моделирования. Подобные исследования, учитывающие биомеханические свойства кости, структурные характеристики имплантатов и протезных конструкций, дают возможность анализировать различные ситуации и получать данные для сравнения напряжения компрессии и сил сцепления внутри и вокруг имплантата [4].

Для оценки степени влияния параметров дизайна на качество остеоинтеграции используются различные экспериментальные и теоретические методы анализа.

Наиболее информативным и перспективным экспериментальным методом изучения биомеханики имплантатов является трехмерное математическое моделирование напряженно-деформирования состояния в различных клинических ситуациях [5].

Работы в этом направлении, базирующиеся на математических моделях и расчетах разного уровня сложности и соответствия клиническим условиям, дают разноречивые результаты по величине и характеру напряжений в костной ткани [6].

Метод конечно-элементного анализа используется в качестве инструмента для прогнозирования напряжений в области костной ткани вокруг имплантатов и в элементах зубопротезных конструкций. При этом было выявлено, что такие параметры, как диаметр имплантата, глубина его введения в кость и угол нагрузки были значительным фактором, влияющим на напряжение, создаваемое в кости [7].

Результаты проведенных исследований показали, что увеличение диаметра имплантата благоприятно влияет на распределение напряжения в окружающей его костной ткани и усиливает стабильность имплантата. Чем длиннее имплантат, тем сильнее его интеграция с костной тканью, тем большую функциональную нагрузку он и окружающая его костная ткань способны нести [8].

Положительные механические свойства, обеспечиваемые имплантатами большего диаметра, увеличивают возможность их использования в концепции наклонных имплантатов. По данным некоторых авторов, все значения напряжения незначительно увеличивались при уменьшении диаметра. В то же время увеличение диаметра может положительно сказаться на выживаемости имплантатов.

Использование широких имплантатов из-за их высокой механической стабильности, по сравнению со стандартным диаметром (от 3,75 до 4 мм), привело к большему успеху с отличной остеоинтеграцией за счет увеличения площади поверхности на границе раздела костных имплантатов [9].

На основании многочисленных экспериментов было высказано предположение, что максимальный диаметр имплантата, по-видимому, влияет на пики напряжения прежде всего в кортикальной кости, а распределение напряжения на границе имплантата с губчатым веществом, в первую очередь, зависит от длины имплантата [10]. При проведении с помощью метода конечных элементов (МКЭ) сравнительного анализа напряжения между имплантатами разного диаметра и длины и концепциями протезирования на имплантатах в одних и тех же условиях было выявлено влияние длины и диаметра на механизмы передачи функциональной нагрузки.

По мнению многих авторов, изучение напряженно-деформированного состояния методом трехмерного математического моделирования в костной ткани вокруг имплантата при различных клинических ситуациях является достаточно информативным и перспективным направлением [11].

Следует отметить, что проведенные исследования по созданию математической модели напряженно-деформированного состояния не всегда учитывали конструктивные особенности имплантатов в зависимости от уровня сложности проведения имплантации в той или иной клинической ситуации. Этим, вполне вероятно, и объясняются противоречивые значения напряжений в окружающей имплантат костной ткани, полученные в этих работах [12].

Вышеизложенное свидетельствует, что в последнее время все большее внимание исследователей привлекает метод математического моделирования при внедрении в практику новых имплантационных систем. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния в самом имплантате, в окружающих костных тканях, а также в месте соединения абатмента с имплантатом выявляет зоны высоких напряжений или сопоставимых с порогом разрушения конструктивных материалов и кости. В то же время, мы не обнаружили публикаций с примерами индивидуального выбора системы имплантатов в зависимости от параметров конструкции и соответствующих супраструктур, а также методов имплантации на основе ситуационного математического моделирования.

**Цель.** Изучить влияние диаметра, длины имплантата и угла нагрузки на поля напряжения в трехмерной системе «имплантат — кость» с конечными элементами и определить влияние угла нагрузки на поля напряжений при изменении диаметра и длины.

#### Материал и методы

Для изучения распределения и анализа напряженно-деформированного состояния в костной ткани вокруг имплантатов разного диаметра и длины при проведении дентальной имплантации была создана трехмерная конечно-элементная модель нижней челюсти. С помощью компьютерной томографии и программного обеспечения Universal Surgical Integration System были разработаны три модели нижней челюсти с резьбовыми имплантатами Vega компании Humana Dental диаметром 3,75, 4,0 и 4,5 мм и длиной 8, 10, 11,5 мм соответственно (рис. 1).

В результате ранее проведенного исследования нами было выявлено, что угол установки имплантатов оказывает существенное влияние на распределение и величину напряжений в периимплантатной области, в связи с чем в данной работе мы исследовали как имплантаты, установленные вертикально

прямо, так и имплантаты, установленные под углом  $30^\circ$ , так как именно при большом угле расположения имплантатов наиболее явно проявляются особенности напряженно-деформированного состояния, связанные с установкой их под углом.

Также для полноты картины исследований мы проанализировали напряженно-деформированное состояние, возникающее как при вертикальной нагрузке на имплантат, так и при букколингвальной, что позволяет убедиться в том, что полученные выводы могут быть справедливы для широкого спектра случаев.

Образцы устанавливали в модель кости, состоящей из кортикальной и губчатой части. Для физически верной передачи нагрузки на имплантат также устанавливали абатмент, зафиксированный винтом.

Имплантаты были исследованы в двух вариантах установки: вертикальной и под углом  $30^\circ$  (рис. 2).

Для всех исследуемых комбинаций проведен анализ напряженно-деформированного состояния под действием двух нагрузок: вертикальной и букколингвальной — для каждой по 150 Н (рис. 3).

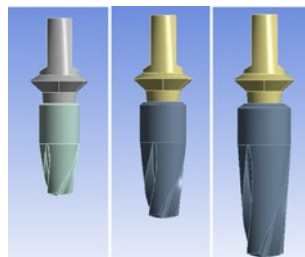


Рис. 1. Имплантаты размеров 3,5×8, 4,0×10 и 4,5×11,5 мм иллюстрируют спектр исследуемых образцов

Fig. 1. Implants of sizes 3.5×8, 4.0×10 and 4.5×11.5 mm illustrate the spectrum of the studied samples

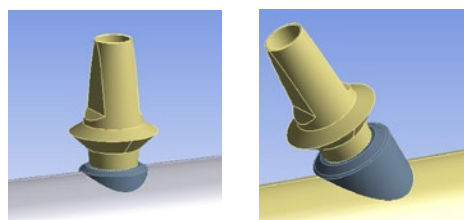


Рис. 2. Имплантат установлен в модель кости вертикально и под углом  $30^\circ$

Fig. 2. The implant is placed in the bone model vertically and at an angle of  $30^\circ$

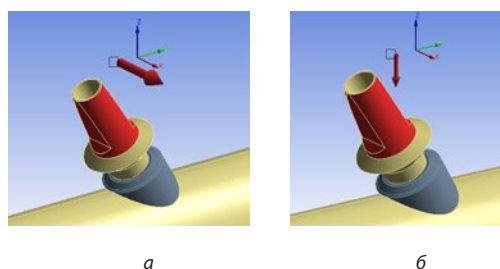


Рис. 3. Нагрузка приложена к абатменту вертикально (а) и букколингвально (б)

Fig. 3. The load is applied to the abutment vertically (a) and buccolingually (b)



Несмотря на то, что при расположении имплантатов под углом применяются специальные угловые абатменты, нами в расчете для упрощения модели использовался один и тот же абатмент при вертикальной и угловой установке. При проведении анализа абатмент необходим только для физически верной передачи нагрузки на имплантат, что не влияет на напряженно-деформированное состояние перимплантатной области. Точка приложения нагрузки выбиралась соответствующей таковой на протетической конструкции при использовании нужного вида абатмента, а нагрузка передавалась на узлы посредством РВЕ-элементов.

При анализе использовалась расчетная сетка, состоящая преимущественно из brick-элементов. Для повышения точности расчета в непосредственной близости к имплантату было использовано замеление сетки (рис. 4).

Имплантат, абатмент и винт были изготовлены из титана Grade 5. Ниже приведены механические характеристики материалов кости и имплантатов.

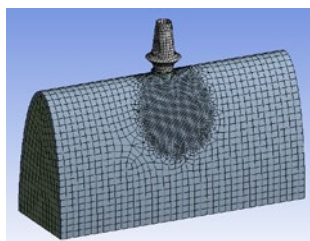
Таблица 1

**Механические характеристики материалов кости и имплантатов**  
*Table 1. Mechanical characteristics of bone materials and implants*

	<i>Модуль Юнга E, МбылоПа</i>	<i>Коэффициент Пуассона,</i>
Титан Grade 5	110	0,35
Губчатая кость	1	0,3
Кортикальный слой	5	0,3

Импланты Humana Dental имеют инновационную микроструктуру поверхности, обеспечивающую улучшенный контакт имплантата с костью, поэтому при численном моделировании между костью, имплантатом, абатментом и винтом задавался жесткий контакт без проскальзывания.

Геометрические модели были построены в САПР Catia V5, расчет производился в программном комплексе ANSYS R19.2.



*Рис. 4. Сетка на расчетной модели с замелением вблизи установки имплантата*

*Fig. 4. Grid on the computational model with refinement near the implant installation*

В ходе расчета решались классические уравнения теории упругости в перемещениях (уравнения Навье-Ламе) в стационарном виде:

$$(\lambda + \mu) \text{grad div } \vec{u} + \mu \Delta \vec{u} + \vec{F} = 0$$

где  $\vec{u}$  – вектор перемещений,  $\vec{F}$  – массовые силы, действующие на тело,

$$\lambda = \frac{Ev}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}, \quad \mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

Во всех случаях оценивались максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в губчатой и кортикальной частях кости:

$$\sigma_{\text{мкс}} = \sqrt{\left(\frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2\right)}$$

где  $\sigma_i$  — главные напряжения в данной точке.

В результате моделирования нами учитывались функционирующие имплантаты, моделирующие потерю костной ткани альвеолярного гребня после периода заживления и нагрузки. Эти результаты смогут свидетельствовать о влиянии диаметра и длины имплантата на механизмы передачи функциональной нагрузки.

### Результаты исследования

Во всех исследуемых случаях максимальные напряжения достигались в кортикальной кости ввиду ее большей жесткости. Однако, так как кортикальная и губчатая кость имеют разные прочностные характеристики, была необходимость рассматривать напряжение на этих участках отдельно.

В кортикальной кости максимальные напряжения всегда достигались вблизи края отверстия и контакта с имплантатом соответственно. В губчатой кости во многих случаях максимальные напряжения были отмечены в районе апекса имплантата. В то же время, при установке имплантата под углом или при букколингвальном направлении приложения нагрузки напряжения перераспределяются в пользу губчатой кости.

Примеры эпюр напряжений в разных участках для различных расчетных случаев приведены на рисунках 5–9.

В целом не было обнаружено качественных отличий в эпюрах напряжений для образцов различной длины и диаметра в одних и тех же расчетных конфигурациях. Тем не менее, нами выявлено, что длина и диаметр имплантата оказывают существенное влияние на величину возникающих напряжений, что объясняется изменением площади поверхности контактирующих деталей.

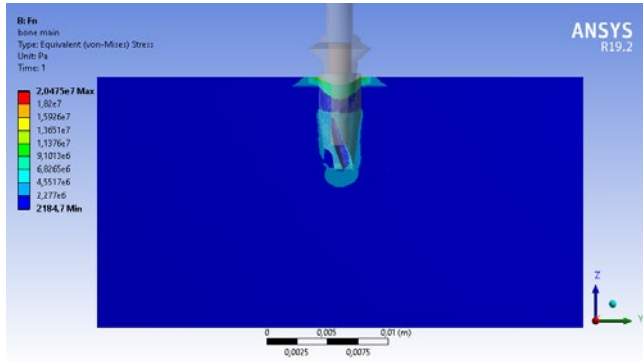


Рис. 5. Напряжение в кости для имплантатов 4x8 при вертикальной нагрузке. Максимальные нагрузки достигаются в кортикальной кости  
Fig. 5. Bone stress for 4x8 implants under vertical loading. The maximum loads are achieved in the cortical bone

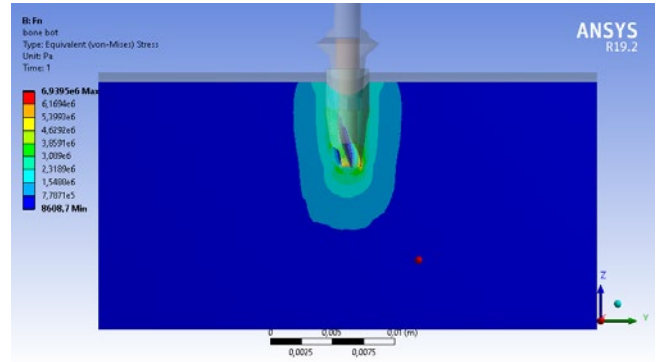


Рис. 6. Напряжение в губчатой кости для имплантата 4x8 при вертикальной нагрузке. Максимальные напряжения в губчатой кости достигаются в районе апекса имплантата  
Fig. 6. Cancellous bone stress for a 4x8 implant under vertical loading. The maximum stresses in the cancellous bone are reached in the region of the implant apex

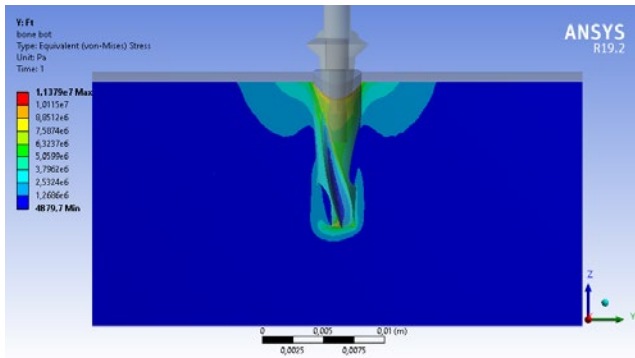


Рис. 7. Напряжение в губчатой кости для имплантата 4x13 при букколингвальной нагрузке. Напряжения перераспределяются ближе к краю и достигают своего максимума у края губчатой кости  
Fig. 7. Spongy bone stress for a 4x13 implant under buccolingual loading. The stresses are redistributed closer to the edge and reach their maximum at the edge of the spongy bone

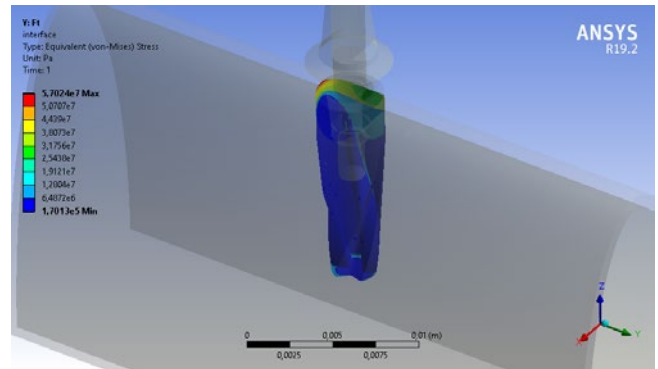


Рис. 8. Напряжения на границе «имплантат — кость» для имплантатов 4x13 при букколингвальной нагрузке. Максимальные напряжения все равно достигаются в районе кортикальной кости  
Fig. 8. Stresses at the implant-bone interface for 4x13 implants under buccolingual loading. The maximum stresses are still achieved in the region of the cortical bone

Результаты проведенного исследования выявили, что напряжение по Мизесу нагрузкой вертикальной силой концентрировалось на мезиальной и дистальной поверхностях кортикальной кости вокруг шейки имплантата с пиковыми значениями 20,5, 17,8, и 16,1, МПа для диаметров 3,5, 4,0 и, 4,5 мм соответственно.

Более низкие значения напряжения в костной ткани, окружающей имплантат, были выявлены с увеличением диаметра имплантатов ( $p < 0,05$ ). Пиковые значения напряжения по Мизесу при нагружении имплантатов букколингвальной силой приходились на щечную поверхность кортикальной кости вокруг шейки имплантата со значениями 84,5, 69,2, и 59,2 МПа для диаметров 3,5 4,0 и 4,5 мм соответственно (табл. 2, 3).

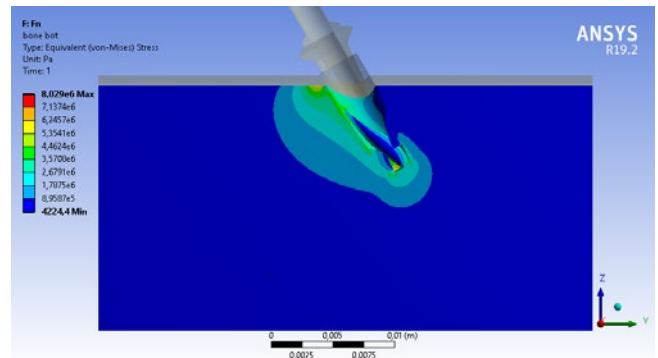


Рис.9. Напряжения в губчатой кости для имплантата 3,5x10 при вертикальной нагрузке. Напряжение перераспределяется ближе к краю губчатой кости  
Fig.9. Cancellous bone stresses for a 3.5x10 implant under vertical loading. The stress is redistributed closer to the edge of the cancellous bone

При этом напряжение в костной ткани вокруг имплантатов диаметром 4,0 мм было значительно ниже ( $p < 0,005$ ), чем у имплантатов диаметром 3,75 мм, но статистически не отличалось от такового диаметром 4,5 мм. Отмечено, что все значения напряжения незначительно увеличились при уменьшении диаметра имплантата, включая имплантаты диаметром 3,5 мм, но находились в физиологических пределах.

Таблица 2

**Максимальные эквивалентные напряжения в периимплантантной области при вертикальной нагрузке для образцов, установленных вертикально**  
**Table 2. Maximum equivalent stresses in the peri-implant for specimens placed vertically under vertical loading**

Геометрические параметры образца		Максимальные эквивалентные напряжения, МПа	
Диаметр, мм	Длина, мм	В кортикальной части	В губчатой части
3.5	8	20,5	6,9
	10	18,2	7,3
	11.5	17	7,1
	13	15,3	6,6
4.0	8	17,8	6,9
	10	15,7	6,2
	11.5	14,5	5,9
	13	13	5,6
4.5	8	16,1	6
	10	14	6,8
	11.5	12,9	6,5
	13	11,4	5,1

Таблица 3

**Максимальные эквивалентные напряжения в перимплантантной области при букколингвальной нагрузке для образцов, установленных вертикально,**  
**Table 3. Maximum equivalent stresses in the peri-implant for specimens placed vertically under buccolingual loading**

Геометрические параметры образца		Максимальные эквивалентные напряжения, МПа	
Диаметр, мм	Длина, мм	В кортикальной части	В губчатой части
3.5	8	84,5	21,2
	10	79,5	16,1
	11.5	77	13,6
	13	74,5	13,5
4.0	8	69,2	30,6
	10	62,6	20
	11.5	59,8	14,7
	13	57	11,4
4.5	8	59,2	25,3
	10	52,7	26,1
	11.5	50	19,7
	13	46,8	13,7

В то же время, значения напряжений могут сильно варьировать в случае уменьшения или увеличения диаметра или длины. Существенных изменений показателя напряжений для широких имплантатов (диаметр больше 4,5 мм) при увеличении их длины не выявлено. С другой стороны, напряжение на имплантатах малого диаметра значительно уменьшилось за счет увеличения длины имплантата (боковой области). На основании вышеизложенного можно сделать вывод, что длина имплантата является доминирующим параметром в случае использования имплантата малого диаметра. При этом для коротких имплантатов увеличение диаметра улучшает эффект на кортикальном слое кости, так как снижает возникающее напряжения. Результатом увеличения диаметра в данном случае является уменьшение соотношения между боковыми поверхностями и площадями поперечного сечения.

На основании результатов наших исследований и данных, отраженных в работах Himmlova L. et al. (2004); Borska et al. (2003), можно предположить, что максимальный диаметр имплантата, по-видимому, влияет на пики напряжения в кортикальной кости, а не в трабекулярной области, в то время как значения напряжения и распределение на границе губчатого вещества кости в первую очередь зависят от длины имплантата.

Определенный интерес представляют результаты исследования распределения напряжений на имплантах малого и среднего диаметра (диапазон 3,5–4,5 мм) и увеличения длины имплантата, которое резко снижает максимальное длительное напряжение, возникающее в кортикальной и губчатой кости при растягивающей нагрузке. При этом большой диаметр демонстрировал более стабильное напряжение при длительной нагрузке и свидетельствует, что доминирующим фактором является диаметр имплантата, а не его длина. Подобные результаты характерны для диаметров малых и больших размеров.

В результате проведенного исследования нами была рассмотрена связь влияния диаметра имплантата, длины и угла нагрузки на поля напряжения в трехмерной системе «имплантат — кость» с конечными элементами, а также определения угла нагрузки на поля напряжений при изменении диаметра и длины имплантата.

Статистическая нагрузка была приложена к коронковой поверхности имплантата с максимальной силой 150 Н. Направления приложения силы менялись с букколингвальным углом от 0 до 30°. Увеличение угла приложения привело не только к увеличению значений максимального напряжения, но и к ухудшению картины распределения напряжения в костной ткани и имплантате. При этом выявлено, что максимальное напряжение в костной ткани, окружающей имплантат, как правило, возникало у верхнего края кортикальной

Таблица 4

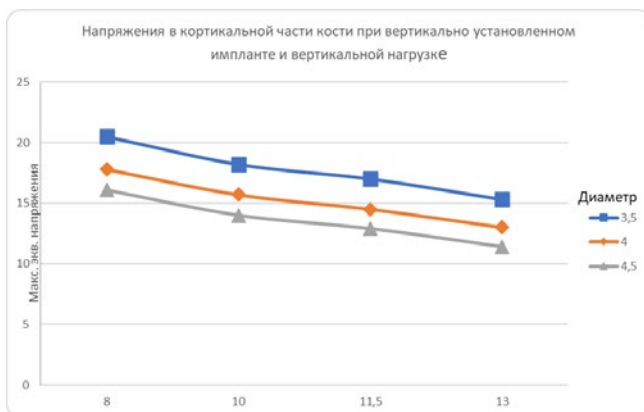
Максимальные эквивалентные напряжения в периимпланте для образцов, установленных под углом 30°, при вертикальной нагрузке

Table 4. Maximum peri-implant equivalent stresses for samples mounted at 30° under vertical load

Геометрические параметры образца		Максимальные эквивалентные напряжения, МПа	
Диаметр, мм	Длина, мм	В кортикальной части	В губчатой части
3.5	8	75,4	10,4
	10	62,4	8
	11.5	50,6	6,8
	13	46,7	5,4
4.0	8	60,4	9,9
	10	50,6	7,7
	11.5	42,4	6,1
	13	36,6	5,3
4.5	8	52,5	9,1
	10	45,7	7
	11.5	40	6,2
	13	32,4	5,4

кости на язычной стороне, прилегающей к имплантату. Использование имплантата большего диаметра или длины значительно снизило максимальные значения напряжения, улучшило структуру распределения напряжений и, в частности, снизило чувствительность напряжения к углу нагрузки. В то же время выявлено, что диаметр имплантата, длина и угол нагрузки были существенным фактором, влияющим на напряжение, создаваемое в кости. Кроме того, увеличение диаметра имплантата благоприятно влияет на распределение напряжений в окружающей его костной ткани, что усиливает стабильность имплантата (табл. 4).

Аналогичные изменения с увеличением диаметра имплантата напряжения по Мизесу выявлены при



a

Таблица 5

Максимальные эквивалентные напряжения в периимпланте для образцов, установленных под углом 30°, при букколингвальной нагрузке

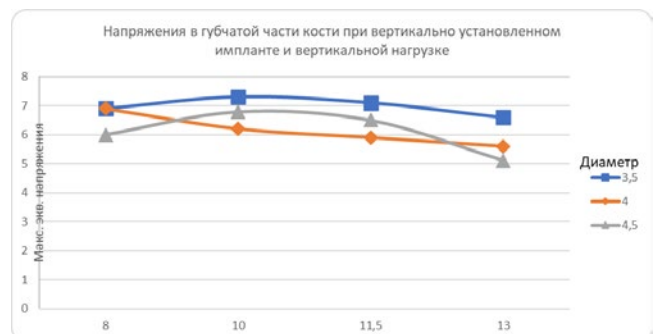
Table 5. Maximum peri-implant equivalent stresses for specimen mounted at 30° under buccolingual loading

Геометрические параметры образца		Максимальные эквивалентные напряжения, МПа	
Диаметр, мм	Длина, мм	В кортикальной части	В губчатой части
3.5	8	154,6	35,8
	10	140,6	25,5
	11.5	123,9	21,6
	13	109,2	15
4.0	8	135,5	32,2
	10	118	23,8
	11.5	107,3	17,2
	13	94,6	16,2
4.5	8	125,1	31,7
	10	105,7	22,8
	11.5	92,7	18
	13	87,1	14,8

нагрузке под углом. При этом прослеживалась существенная связь показателя напряжения Мизеса и диаметра имплантата при наклонной нагрузке, возникающей в губчатой кости, что снижает соотношение между площадью бокового и поперечного сечения (табл. 5).

Зависимость данных максимальных напряжений от диаметра, длины и угла приложения силы исследуемых образцов приведены в рисунках 10–13.

В ходе проведенного анализа была выявлена существенная зависимость величины напряжений в кости



b

Рис. 10. Максимальные напряжения для вертикально установленных имплантов при вертикальной нагрузке

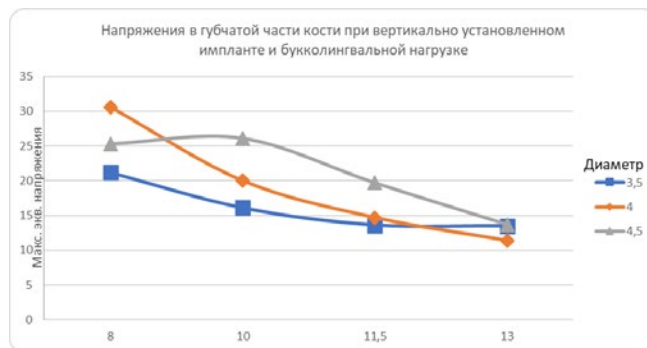
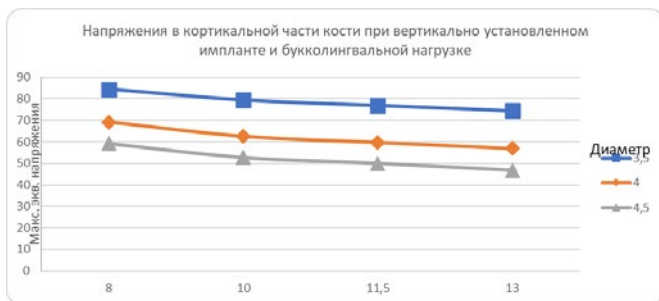
Fig. 10(a,b). Maximum stresses for vertically installed implants under vertical load



от диаметра и длины имплантата. Так, на напряжение в губчатой кости существенное влияние оказывает длина имплантата, а диаметр оказывает меньшее влияние. Этот вывод подтвердился, в том числе, и при расположении имплантатов под углом, а также при анализе напряжений при букколингвальной нагрузке. Это вполне объяснимо тем, что при увеличении длины увеличивается и эффективная площадь поверхности контакта в направлении нагрузки для данных случаев. Лишь в случае прямой нагрузки для вертикально установленного имплантата не наблюдается явной зависимости максимальных напряжений от длины, что

связано с тем, что в данном расчетном случае максимальные напряжения возникают у апекса имплантата. В связи с этим есть незначительная зависимость от диаметра имплантата, но она не сильно выражена, так как имплантаты имеют заостренный конец, а для образцов разного диаметра итоговая площадь конца имплантата различается не очень существенно.

Существенное влияние диаметр и длина имплантата оказывают на напряжение в кортикальной кости. Так, увеличение длины или диаметра имплантата способно снизить максимальные напряжения в кортикальной кости в 1,5–2 раза для различных конфигураций.

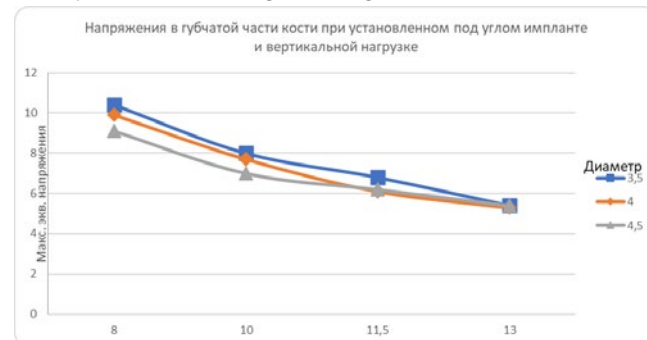
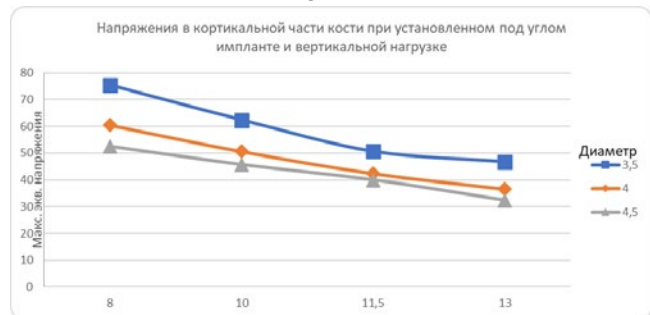


a

b

Рис. 11(а,б). Максимальные напряжения для вертикально установленных имплантов при букколингвальной нагрузке

Fig. 11(a,b) Maximum stresses for vertically placed implants under buccolingual loading

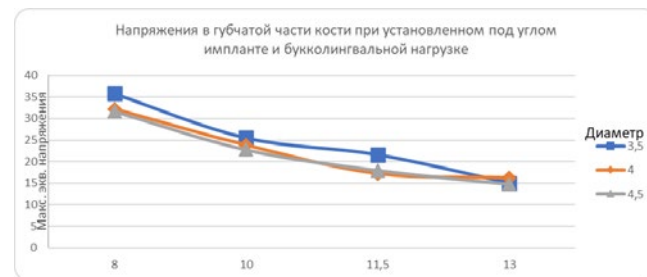


a

b

Рис. 12(а,б). Максимальные напряжения для установленных под углом 30° имплантов при вертикальной нагрузке

Fig. 12(a,b) Maximum stresses for implants placed at an angle of 30° with vertical loading



a

b

Рис. 13(а,б). Максимальные напряжения для установленных под углом 30° имплантов при букколингвальной нагрузке

Fig. 13(a,b) Maximum stresses for implants placed at an angle of 30° with buccolingual loading

## Выводы

Таким образом, в целом можно прийти к выводу, что увеличение длины и диаметра имплантата приводит к заметному снижению напряжений в костной ткани, окружающей имплантат, и в соединении «имплантат — кость». Полученные результаты продемонстрировали, что имплантаты небольшого диаметра и длины, установленные в челюстную кость под наклонным углом нагрузки, являются наименее благоприятным вариантом для распределения напря-

жения на границе «имплантат — кость». При выборе модели имплантата необходимо, по возможности, стремиться к использованию имплантатов большей длины и диаметра, насколько позволяет топография и морфология кости. Так как размеры имплантата имеют биомеханическое и клиническое значение, его диаметр и длина должны быть максимально допустимы с точки зрения как биомеханики, так и клинической эффективности.

## Литература/References

1. Гришин П.О., Мамаева Е.В., Калининкова Е.Ф. и др. Влияние микроструктуры поверхности, конструктивных и размерных особенностей дентальных имплантатов на их стабильность и процесс остеоинтеграции при проведении непосредственной и отсроченной имплантации. Дентальная имплантология и хирургия. 2021;2(43). [P.O. Grishin, E.V. Mamaeva, E.F. Kalinnikova et al. Influence of surface microstructure, design and dimensional features of dental implants on their stability and osseointegration process during direct and delayed implantation. Dental Implantology and Surgery. 2021;2(43). (In Russ.)]. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=47294872>
2. Macary C., Menhali A., Zammarie C. et al. Primary stability optimization by using fixtures with different thread depth loading implants // *Materia (Basel)*. – 2019;27(12):398-411. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31357620/>
3. Gaetano Maremzi, Gianrico Spangnolo, Jone Amilla Sammartino et al. Micro-scae surface patterning of titanium dental implants by anodization in the presence of modifying // *Materials (Basel)*. – 2019;12(11):1753-1764. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31151141/>
4. Luca Florillo, Marco Ciccui, Cesare D' Amico. et al. Finite element method and von mises investigation on bone response to dynamic stress with a novel conical dental implant connection // *Implant Dentistry: New Materials and Technologies*. – 2020;10:1155-1168. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33102577/>
5. Tomar G.K. Evaluation of stress patterns in bone around dental implant and interface implant-bone for different diameter and long. A finite element analysis // *Clin Oral Implants Res*. – 2020;1:16-23. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24163552/>
6. David Farronato, Mattia Manfredini, Andrea Stevanello et al. A comparative 3D finite element computational study of three connections // *Materials (Basel)*. – 2019;26;12(19):3135-3141. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31561421/>
7. Rizzo R., Quaranta A., De Paoli et al. Three-dimensional bone augmentation and immediate implant placement via transcrestal sinus lift // *J Periodontics Restorative Dent*. – 2018;38(1):95-101. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29641633/>
8. Luigi Paracchini, Christan Barbieri, Mattia Redaelli et al. Finite element analysis of a new dental design optimized for the desirable stress distribution in surrounding done region // *Prosthesis*. – 2020;2(3):225-236. <https://www.mdpi.com/2673-1592/2/3/19>
9. Hussein F.A., Sallomi K.N., Abdulrahman B.Y. et al. Effect of thread depth and implant shape on stress distribution in anterior and posterior regions of mandible bone: a Finite element analysis // *Dent Res J*. – 2019;16:200-207. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31040877/>
10. Erdem Kilic, Ozge Doganay Evaluation of stress in tilted implant concept with variable diameters in the atrophic mandible: Three-dimensional finite element analysis // *J Oral Implantol*. – 2020;46(1):19-26. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31647683/>
11. Jeong-Gyo Seo, Jin-Hyun Cho. Clinical outcomes of rigin and non - rigin telescopic dowble-crown-retained removable dental prostheses: an analytical review // *J Adv Prosthodont*. – 2020;12(1):38-48. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32128085/>
12. Maolin Shi, Hongyou Li, Xiaomei Liu. Multidisciplinary design optimization of dental implant based on finite element method and surrogate models // *Journal of Mechanical Science and Technology*. – 2017;18;31:5067-5073. <https://www.semanticscholar.org/paper/Multidisciplinary-design-optimization-of-dental-on-Shi-Li/7c8c0dfd6f306dd1f35c01c484dc2b7e39944513>
13. Панахов Н.А.О., Махмудов Т.Г.О. Уровень стабильности зубных имплантатов в различные сроки функционирования. Проблемы стоматологии. 2018;14(1):89-93. [N.A.O. Panahov, T.G.O. Makhmudov. The level of stability of dental implants in different periods of functioning. Actual problems in Dentistry. 2018;14(1):89-93. (In Russ.)]. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=32840697>