

DOI: 10.37988/1811-153X\_2023\_1\_106

[П.О. Гришин](#)<sup>1</sup>,

к.м.н., доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии

[Г.Т. Салеева](#)<sup>1</sup>,

д.м.н., профессор, зав. кафедрой ортопедической стоматологии

[Р.А. Салеев](#)<sup>1</sup>,

д.м.н., профессор кафедры ортопедической стоматологии, декан стоматологического факультета

[Е.В. Мамаева](#)<sup>1</sup>,

д.м.н., профессор кафедры стоматологии детского возраста

[Е.А. Калинникова](#)<sup>2</sup>,

ординатор кафедры хирургической стоматологии

<sup>1</sup> Казанский ГМУ, 420012, Казань, Россия<sup>2</sup> Институт усовершенствования врачей Министерства здравоохранения Чувашской Республики, 428018, Чебоксары, Россия**ДЛЯ ЦИТИРОВАНИЯ:**

Гришин П.О., Салеева Г.Т., Салеев Р.А., Мамаева Е.В., Калинникова Е.А. Конечно-элементный анализ влияния угла приложения силы и смещения при операциях дентальной имплантации. — *Клиническая стоматология*. — 2023; 26 (1): 106—113. DOI: 10.37988/1811-153X\_2023\_1\_106

[P.O. Grishin](#)<sup>1</sup>,

PhD in Medical Sciences, associate professor of the Maxillofacial surgery Department

[G.T. Saleeva](#)<sup>1</sup>,

PhD in Medical Sciences, full professor of the Prosthodontics Department

[R.A. Saleev](#)<sup>1</sup>,

PhD in Medical Sciences, full professor of the Prosthodontics Department, dean of the Dental Faculty

[E.V. Mamaeva](#)<sup>1</sup>,

PhD in Medical Sciences, full professor of the Pediatric dentistry Department

[E.A. Kalinnikova](#)<sup>2</sup>,

resident of the Surgical dentistry Department

## Конечно-элементный анализ влияния угла приложения силы и смещения при операциях дентальной имплантации

**Реферат. Цель** — определить величину напряжений в костной ткани, окружающей имплантат при расположении его вертикально или конфигурации смещения с оценкой эффекта осевой и неаксиальной нагрузки. **Материалы и методы.** Для определения и сравнения величины напряжений в имплантате, костной ткани, окружающей имплантат, интерфейсе «имплантат—кость» и «абатмент—имплантат», а также выработки оптимальных вариантов при расположении имплантатов в различных конфигурациях (прямой линии или под углом) был проведен трехмерный конечно-элементный анализ (МКЭ) при разных углах наклона имплантата. В качестве примера были смоделированы цилиндрический имплантат BioSink и конический Vega (Humana Dental) диаметром 3,5 мм и длиной 11,5 мм с соответствующими абатментами, закрепленные винтом. Данная модель МКЭ позволяет моделировать различные клинические ситуации и определять лучший вариант размещения имплантата и протетической конструкции с биомеханической точки зрения. **Результаты.** Максимальное напряжение в костной ткани, окружающей имплантат, выявлено с вертикальной нагрузкой имплантата. Изменение угла приложения силы на 10° привело к увеличению напряжения в костной ткани, окружающей имплантат. При этом созданное смещение приводит к полной компенсации увеличения напряжения. В моделях при лингвальном и буккальном расположении имплантатов основные показатели напряжения по Мизесу возникли при вертикальной нагрузке на мезиальную и дистальную области имплантата. Наиболее высокое напряжение было отмечено в области шейки имплантатов как для прямой, так и для угловой системы. При этом не выявлены концентрации напряжения на внутренних и внешних углах имплантатов, расположенных под углом, а также в области перимплантной щели вдоль тела имплантата или на вершине. **Заключение.** Угол установки имплантата оказывает значительное влияние на величину и распределение напряжений в самом имплантате и особенно в кости. Наименьшее напряжение в костной ткани, окружающей имплантат, выявлено при вертикальной нагрузке имплантата (6,7—7,2 МПа). С увеличением угла расположения имплантатов значительно увеличиваются максимальные эквивалентные напряжения в интерфейсе «имплантат—кость» вплоть до роста в несколько раз при установке имплантата под углом 30°.

**Ключевые слова:** стоматология, дентальные имплантаты, математическое моделирование, трехмерный конечноэлементный анализ, напряжение, угол наклона

## Finite element analysis of the influence of the angle of application of force and displacement during dental implantation operations

**Abstract. The objective** was to determine the magnitude of stresses in the bone tissue surrounding the implant when it is placed vertically or in a displaced configuration, with an assessment of the effect of axial and nonaxial loading. **Materials and methods.** Three-dimensional finite element analysis (FEA) was performed at various angles of implant inclination to determine and compare stresses in the implant, surrounding bone, implant-bone interface, and abutment-implant interface, and to determine the optimal options for placing the implants in different configurations (straight or angled). As an example, a cylindrical BioSink implant and a conical Vega (Humana Dental) with a diameter of 3.5 mm and a length of 11.5 mm were modeled with the corresponding screw-retained abutments. This FEM model makes it possible to simulate different clinical situations and determine the best option for implant and prosthetic placement from a biomechanical point of view. **Results.** The maximum stress in the bone tissue surrounding the

<sup>1</sup> Kazan State Medical University,  
420012, Kazan, Russia

<sup>2</sup> Institute of Medical Education  
of the Chuvash Republic Ministry  
of Health, 428018, Cheboksary, Russia

implant was determined with the vertical load of the implant. Changing the angle of force application by 10° resulted in an increase in tension in the bone tissue surrounding the implant. At the same time, the resulting displacement fully compensates for the increase in stress. In the lingual and buccal implant placement models, the main Mises stress values occurred in the mesial and distal regions of the implant with vertical loading. The highest stress was observed at the implant neck for both the straight and angled systems. No stress concentrations were detected at the inner and outer corners of the angled implants, nor in the area of the peri-implant slot along the implant body or at the apex.

**Keywords:** dentistry, dental implants, mathematical modeling, 3D finite element analysis, stress, tilt angle

**FOR CITATION:**

Grishin P.O., Saleeva G.T., Saleev R.A., Mamaeva E.V., Kalinnikova E.A. Finite element analysis of the influence of the angle of application of force and displacement during dental implantation operations. *Clinical Dentistry (Russia)*. 2023; 26 (1): 106—113 (In Russ.). DOI: 10.37988/1811-153X\_2023\_1\_106

## ВВЕДЕНИЕ

Существуют определенные анатомические ограничения, при которых нет возможности установить имплантаты в их в традиционном варианте. Из-за разнообразия анатомических структур и положений имплантаты не всегда могут быть размещены в наиболее желательных местах. В таких случаях имплантаты иногда устанавливаются в наклонном положении. Смещение имплантата по отношению к ортопедической конструкции — одно из решений данной проблемы. При этом клинический успех и долговременное функционирование ортопедической конструкции зубных протезов в значительной степени зависят от биомеханики дентальных имплантатов, распределения функциональной нагрузки на границе «имплантат—кость».

Учитывая биомеханику дентальных имплантатов, необходимо особое внимание обращать как на нагрузку самого имплантата, так и на перенесенную нагрузку на кость [1]. При этом ключевым моментом успеха или неудачи дентальной имплантации является то, как механическая нагрузка передается на окружающую имплантат костную ткань [2]. Также интересен вопрос передачи нагрузки при несъемных протезов с опорой на имплантаты — при этом возникает ряд вопросов, связанных с их изготовлением. Многие авторы поднимают вопрос о необходимой степени угла наклона стенок абатментов для улучшения пассивной припасовки и устойчивости протеза. Методом конечных элементов исследовали напряженно-деформированное состояние составляющих несъемного протеза (керамическая облицовка, каркас, цемент, абатмент) при цементировании на абатмент в зависимости от конструкции протеза, высоты и угла наклона стенок абатмента — это еще один актуальный вопрос современной стоматологии [3].

Размещение дентальных имплантатов затруднено при близости верхнечелюстной пазухи или нижнечелюстного канала, а также при недостаточном объеме качественной костной ткани в области проведения имплантации. Эту проблему можно решить, установив

имплантат со смещением по отношению к конструкции будущего протеза [4].

В то же время имеются некоторые опасения относительно биомеханики смещенных имплантатов и распределения нагрузки на окружающую их костную ткань из-за приложенных к ним неаксиальных сил. Исходя из вышеизложенного важно убедиться, что распределение напряжения происходит вокруг смещенных имплантатов [5].

Для оценки распределения напряжения вокруг дентальных имплантатов применяются разные методы. Многочисленные экспериментальные и клинические исследования убедительно свидетельствуют о том, что для прогнозирования закономерностей распределения напряжений в компонентах имплантата и окружающей его костной ткани при различных клинических ситуациях наиболее информативным и перспективным методом является трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния (3D-FEA). FEA позволяет моделировать различные клинические ситуации и определять лучший вариант размещения имплантата и протетической конструкции с биомеханической точки зрения. Последнее имеет первостепенное значение, поскольку распределение напряжений в периимплантатной кости считается ключевым фактором успеха интеграции дентальных имплантатов [6, 7].

Согласно углам наклона тела нижней челюсти, при расположении имплантатов в вестибулярно-язычном направлении на различных участках альвеолярного гребня они не могут быть параллельными между собой. Устранение отсутствия параллельности должно проводиться с использованием угловых абатментов или промежуточных мезоструктур после анализа диагностических моделей в параллеломере [8].

За последние три десятилетия анализ методом конечных элементов стал более полезным инструментом для прогнозирования стрессовых воздействий на имплантаты и окружающую кость. Трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантатов

в настоящее время — это наиболее эффективный и информативный практический метод биомеханического планирования количества, размеров имплантатов, особенностей хирургического этапа и протезирования, на основании установленных величин максимальных напряжений в зависимости от объема костной ткани и размеров имплантата [9].

Вертикальные и наклонные нагрузки от жевания вызывают осевые силы и изгибающие моменты, которые приводят к градиентам напряжений в имплантате, в том числе в кости. Согласно литературным источникам, успех или неудача дентальной имплантации зависит от того, какие нагрузки переносятся [10].

По данным ряда авторов, вертикальная нагрузка протеза с опорой на имплантат вызывает наименьшее напряжение опорной кости. Изменение угла приложения силы привело бы к большому напряжению в костной ткани, окружающей имплантат [4].

До сих пор спорным является вопрос использования угловых абатментов при смещенном расположении имплантатов. При этом имеются указания на то, что в данных клинических ситуациях отмечена повышенная нагрузка на имплантаты и окружающую костную ткань [11].

В то же время сравнение показателей клинического успеха дентальной имплантации с использованием угловых и прямых абатментов не выявило существенных различий. Более того в результате проведенных исследований установлено, что использование угловых абатментов может привести к снижению нагрузки на костную ткань, окружающую имплантат и является ключом к разгадке спора о влиянии и использовании угловых абатментов [12].

Отдаленные результаты использования угловых абатментов в основном удовлетворительные. Кроме того, существует ряд преимуществ использования угловых абатментов: облегчение параллельной установки невыровненных имплантатов, сокращение времени лечения и необходимости проведения управляемой регенерации костной ткани [4, 13].



Рис. 1. Схема установки имплантатов под разными углами  
Fig. 1. The scheme of implant placement at different angles

Во многих клинических исследованиях сообщается о высокой выживаемости имплантатов, установленных под наклоном. При этом указывается, что наклоненные имплантаты передают повышенную нагрузку на периимплантатную кость по сравнению с вертикально установленными имплантатами [5, 14].

Вышеизложенное позволяет определить приоритетные направления дальнейших исследований биомеханического подхода в выявлении напряжения в имплантате и костной ткани при протезировании с опорой на внутрикостные имплантаты. Результаты этих исследований могут лечь в основу выработки методов, позволяющих в нестандартных клинических ситуациях (расположение имплантата под углом, отсутствие их параллельности) изготовить и правильно разместить супраструктуры с учетом функциональной жевательной нагрузки [15, 16].

**Цель** — методом математического моделирования напряженно-деформированного состояния конечных элементов определить величину напряжений в костной ткани, окружающей имплантат, при расположении его вертикально.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для определения и сравнения величины напряжений в имплантате, костной ткани, окружающей имплантат и интерфейсах «имплантат—кость», «абатмент—имплантат», а также выработки оптимальных, наиболее благоприятных вариантов при расположении имплантатов в различных конфигурациях (прямой линии или под углом) был проведен трехмерный конечно-элементный анализ при различных наклонах имплантата.

В качестве примера были смоделированы имплантаты BioSink и Vega (Humana Dental Implants & Accessories, Германия) диаметром 3,5 мм и длиной 11,5 мм с соответствующими абатментами, закрепленными винтом (рис. 1, 2). Выбор имплантатов был обоснован их доступностью на момент начала исследования как образцов цилиндрической (BioSink) и конической (Vega) формы. В настоящее время эти импланты не производятся, компания-производитель поглощена XGATE

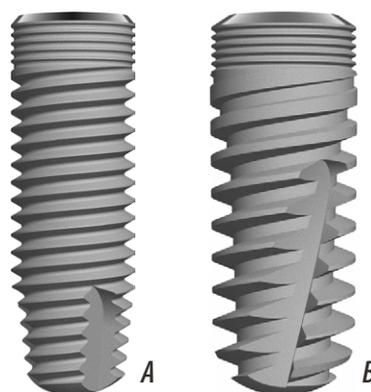


Рис. 2. Имплантаты BioSink (A) и Vega (B)  
Fig. 2. BioSink (A) and Vega (B) implants

Dental (США—Израиль). Аналоги BioSink и Vega выпускает компания SUNRAN (Израиль) в серии Harmonious (цилиндрические импланты) и Victorious (конические импланты).

Необходимо подчеркнуть, что модель FEA позволяет моделировать различные клинические ситуации и определять лучший вариант размещения имплантата и протетической конструкции с биомеханической точки зрения. Последнее имеет первостепенное значение, поскольку распределение напряжений в периимплантатной кости считается ключевым фактором успеха интеграции дентальных имплантатов.

Имплантаты были установлены в модель кости под углом 0, 10, 20 и 30°. Несмотря на то что для каждого угла установки применяется абатмент особой формы, для упрощения расчетов во всех случаях были применены одни и те же абатменты, предназначенные для угла 0°. Это принималось как допустимый факт, так как дизайн исследования предполагал изучение напряжения в абатменте из-за его предназначения лишь как способ передачи нагрузки. Однако в каждом конкретном случае место приложения нагрузки выбиралось таким образом, чтобы обеспечить момент, соответствующий применению абатмента с правильным углом наклона (рис. 3–5).

В связи с тем, что в задачу исследования входило изучение именно глобального распределения напряжений в кости и интерфейсах, в данном расчете не моделировалась микроструктура резьбы, а между имплантатом и костью задавался жесткий контакт без проскальзывания.

Имплантат, абатмент и винт были изготовлены из титана Grade 5 (табл. 1).

Для расчета нами использовалась конечно-элементная сетка, состоящая преимущественно из brick-элементов первого порядка, в имплантате использованы элементы второго порядка. С целью повышения точности расчета в участке кости, где был установлен имплантат, использовалось замеление сетки (рис. 5).

Между имплантатом и костью, имплантатом и абатментом, а также винтом задавался жесткий контакт без проскальзывания, соответствующий используемому резьбовому соединению. Во всех расчетных случаях к верхней части абатмента прикладывалась вертикальная нагрузка 200 Н, передающаяся посредством

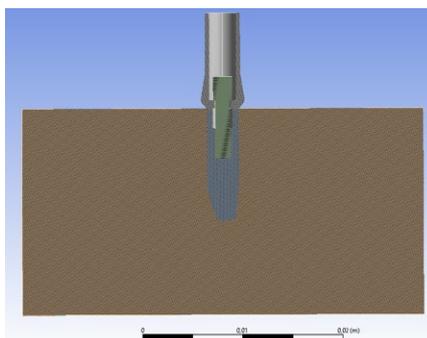


Рис. 3. Модель имплантата BioSink в кости с углом установки 0° (сечение вертикальной плоскостью)

Fig. 3. BioSink bone implant model with 0° installation angle (vertical plane section)

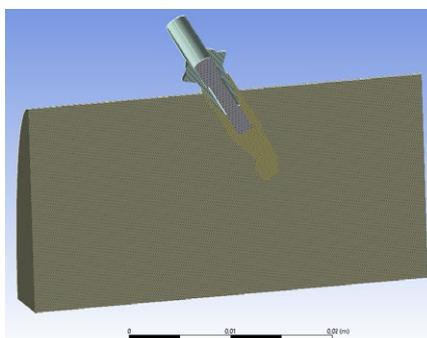
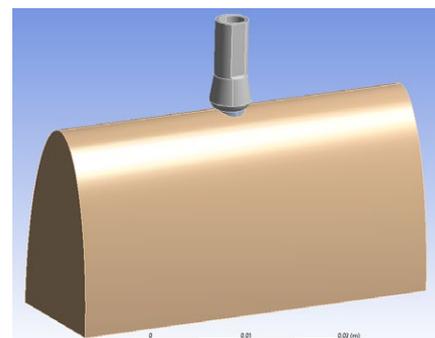
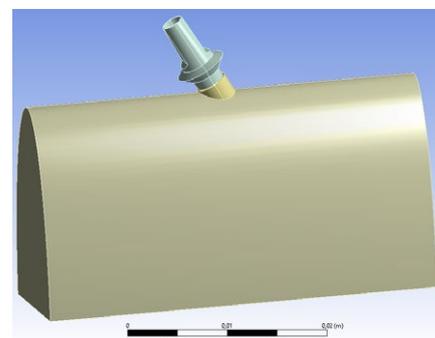


Рис. 4. Модель имплантата Vega в кости под углом установки 30° (сечение вертикальной плоскостью)

Fig. 4. BioSink bone implant model with 0° installation angle (vertical plane section)



**Таблица 1. Механические характеристики кости и имплантатов**

Table 1. Mechanical characteristics of bone and implants

	Титан	Кость
Модуль Юнга, ГПа	110	1
Коэффициент Пуассона	0,35	0,30

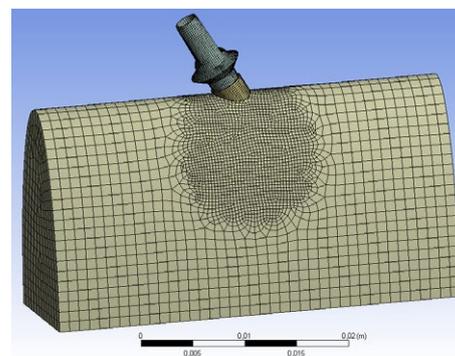


Рис. 5. Конечно-элементная сетка имплантата Vega под углом 30°

Fig. 5. The finite element mesh of the Vega implant at an angle of 30°

МРС-элементов. Точка приложения нагрузки была выбрана таким образом, чтобы обеспечить момент, соответствующий использованию абатмента с нужным углом установки (рис. 6, 7).

Расчет производился в программном комплексе ANSYS согласно уравнению линейной теории упругости. Во всех случаях оценивались максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу:

$$\sigma_{\text{экр}} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}},$$

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

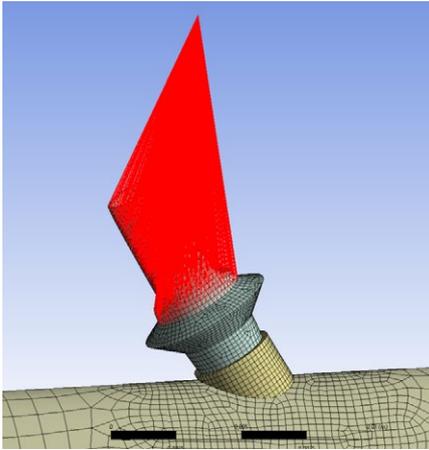


Рис. 6. Схема передачи нагрузки к верхней части абатмента

Fig. 6. Scheme of transferring the load to the top of the abutment

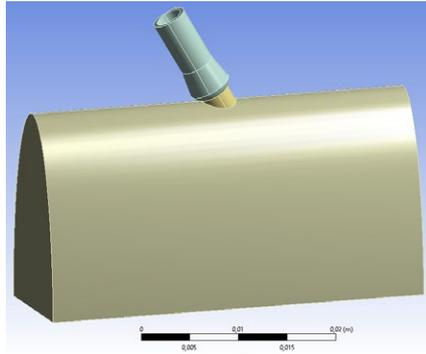


Рис. 7. Вертикальная сила 200 Н приложена в точке, обеспечивающей нужный момент  
Fig. 7. A vertical force of 200 N is applied at the point providing the desired moment

## РЕЗУЛЬТАТЫ

Наименьшее напряжение в костной ткани, окружающей имплантат, выявлено при вертикальной нагрузке имплантата в 6,7–7,2 МПа. Изменение угла приложения

силы на  $10^\circ$  привело к увеличению напряжения в костной ткани вокруг имплантата на 8,4 МПа для BioSink и на 9,6 МПа для Vega ( $p < 0,001$ ). При этом созданное смещение не привело к полной компенсации увеличения напряжения.

Полученные данные продемонстрировали, что в образцах (лингвальное и буккальное расположение имплантатов) основные показатели напряжения по Мизесу возникли при вертикальной нагрузке на мезиальную и дистальную области имплантата и составили 6,304 МПа при прямом расположении имплантата, 8,173 МПа — при лингвальном расположении и 8,173 МПа — при расположении под углом буккально ( $p < 0,05$ ). Наиболее высокое напряжение 6,835 МПа было отмечено в области шейки имплантатов для прямой системы и 8,511 МПа для угловой системы. При этом не выявлено концентрации напряжения на внутренних и внешних углах имплантатов, расположенных под углом, а также в области периимплантатной щели вдоль тела имплантата или на вершине.

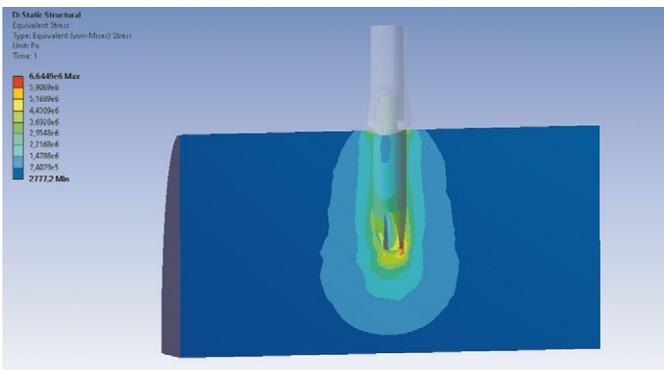


Рис. 8. Эквивалентные напряжения в кости для имплантатов BioSink с углом установки  $0^\circ$

Fig. 8. Equivalent bone stresses for BioSink implants with an installation angle of  $0^\circ$

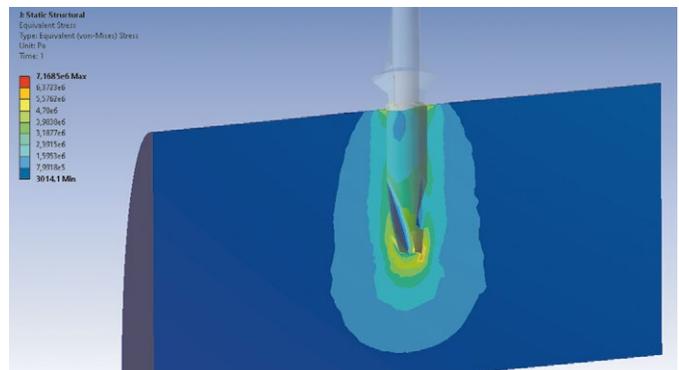


Рис. 10. Эквивалентные напряжения в кости для имплантата Vega с углом установки  $0^\circ$

Fig. 10. Equivalent stresses in the bone for a Vega implant with an installation angle of  $0^\circ$

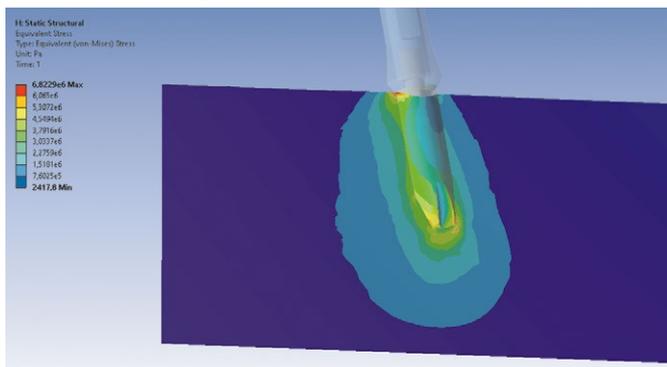


Рис. 9. Эквивалентные напряжения в кости для имплантатов BioSink с углом установки  $10^\circ$

Fig. 9. Equivalent bone stresses for BioSink implants with a  $10^\circ$  installation angle

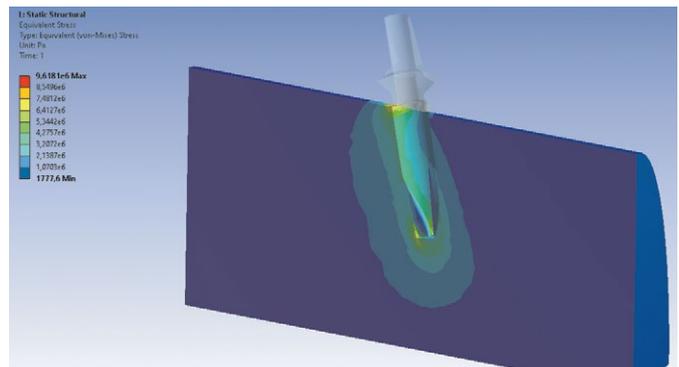


Рис. 11. Эквивалентные напряжения в кости для имплантата Vega с углом установки  $10^\circ$

Fig. 11. Equivalent stresses in the bone for a Vega implant with an installation angle of  $10^\circ$

Проведенные нами расчеты показали, что с увеличением угла установки имплантатов растут и максимальные эквивалентные напряжения в кости (15,9–25,7 МПа) и имплантате (197,3–248,2 МПа;  $p < 0,001$ ). Это обусловлено тем фактом, что при строго вертикальной соосной нагрузке напряжения распределяются более равномерно, однако с появлением эксцентриситета нагрузка перераспределяется в сторону области более острого контакта (рис. 8–11).

Из представленных рисунков следует, что в обоих случаях уже при угле установки имплантатов в 10° основная концентрация напряжений начинает наблюдаться на границе кости, в то время как при вертикальной установке максимальные напряжения достигаются в нижней части интерфейса «имплантат—кость».

При увеличении угла установки имплантатов максимальные эквивалентные напряжения все больше возрастают, перераспределяясь в сторону границы кости в месте взаимодействия с имплантатом (рис. 12).

Аналогичная ситуация наблюдается и на границе интерфейса «абатмент—имплантат»: в случае вертикальной установки напряжения распределяются более равномерно, и поэтому максимальные эквивалентные напряжения не столь велики, однако при появлении угла напряжения они начинают концентрироваться в одной точке (рис. 13).

Расположение имплантатов под углом не приводило к концентрации напряжения в какой-либо точке вокруг имплантата, отличной от таковой при вертикальном его положении. При этом существенных различий распределения напряжения в представленных вариантах размещения имплантатов не отмечено ( $p > 0,05$ ). В то же время изменение угла приложения силы приводило к увеличению нагрузки на костную ткань, окружающей имплантат.

Максимальные эквивалентные напряжения в имплантате, костной ткани, окружающей имплантат, в интерфейсах «имплантат—кость» и «имплантат—абатмент» представлены в табл. 2.

Как следует из данных табл. 2, максимальные эквивалентные напряжения в имплантате достигаются именно на границе взаимодействия с абатментом. Аналогично максимальные эквивалентные напряжения в кости отмечены на границе с имплантатом, за исключением небольшого расхождения в некоторых случаях,

**Таблица 2. Максимальные эквивалентные напряжения в различных участках при разных расчетных случаях, МПа**  
 Table 2. Maximum equivalent stresses in different sections for different design cases (in MPa)

Участок	BioSink				Vega			
	0°	10°	20°	30°	0°	10°	20°	30°
Кость	6,7	6,8	11,9	15,9	7,2	9,6	19,9	25,7
Имплантат	128,6	150,7	177,6	197,3	87,3	109,6	177,7	248,2
Имплантат—кость	6,6	6,8	11,9	15,9	6,9	9,6	19,9	22,7
Имплантат—абатмент	128,6	150,7	177,6	197,3	87,3	109,6	177,7	248,2

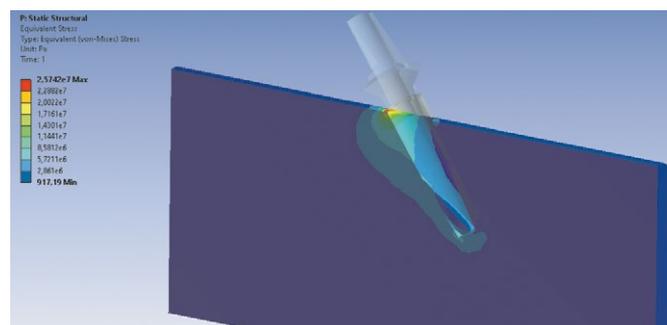


Рис. 12. Эквивалентные напряжения в кости для имплантата Vega с углом установки 30°

Fig. 12. Equivalent bone stresses for Vega implant with 30° installation angle

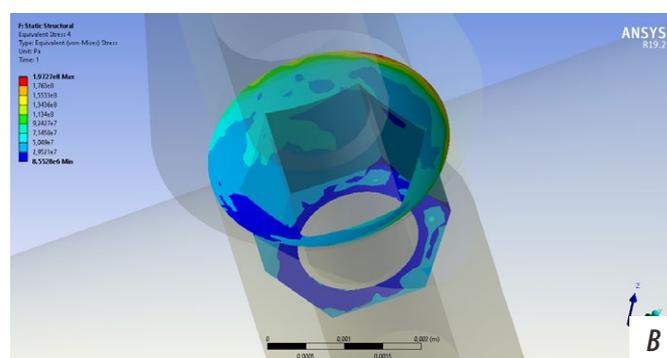
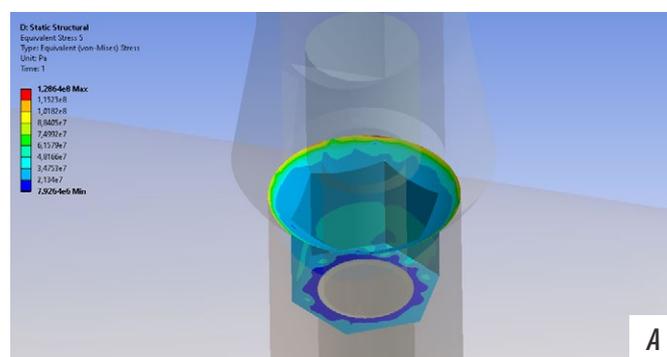


Рис. 13. Эквивалентные напряжения в интерфейсе имплантат—абатмент для имплантата BioSink с углом установки 0° (A) и 30° (B)

Fig. 13. Equivalent voltages in the implant—abutment interface for a BioSink implant with an installation angle of 0° (A) and 30° (B)

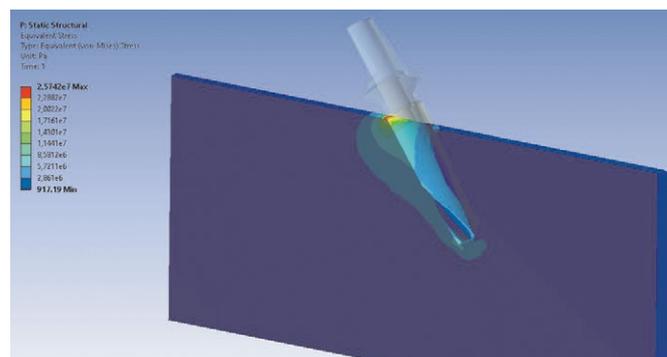


Рис. 14. Эквивалентные напряжения в кости в пришеечной области: имплантат Vega, угол наклона 30°

Fig. 14. Equivalent stresses in the bone in the cervical region: Vega implant, angle of inclination 30°

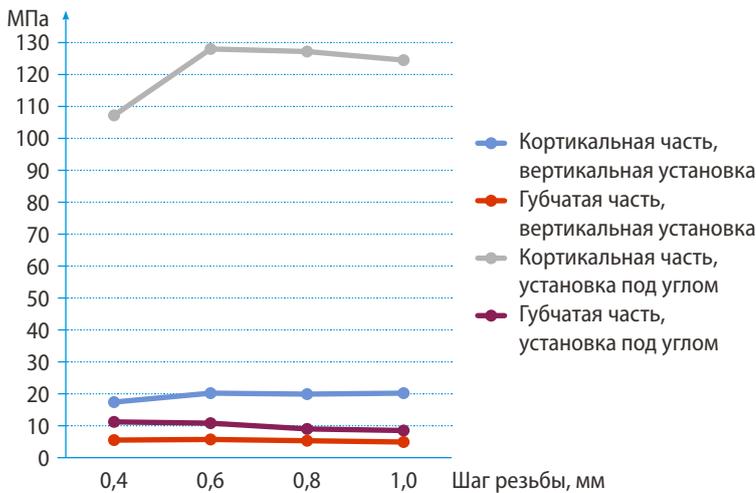


Рис. 15. Эквивалентные напряжения в зависимости от шага резьбы в импланте BioSink, МПа

Fig. 15. Equivalent stresses depending on the thread pitch in the BioSink implant, MPa

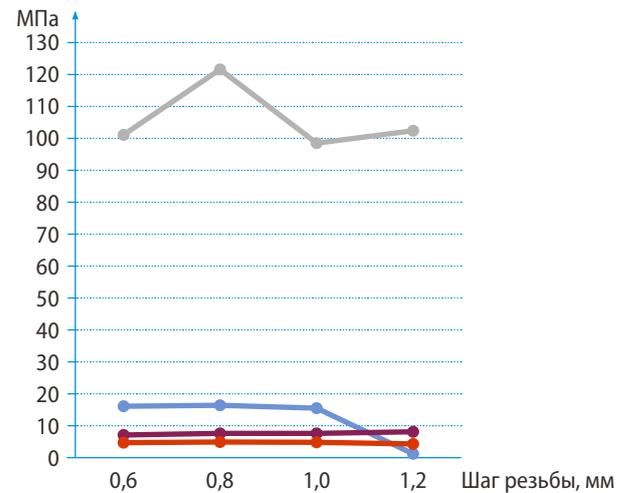


Рис. 16. Эквивалентные напряжения в зависимости от шага резьбы в импланте Vega, МПа

Fig. 16. Equivalent stresses depending on the thread pitch in the Vega implant, MPa

объясняемого смятием. При этом локализация основного концентратора напряжений не меняется (рис. 14).

Расчеты показали, что во всех исследуемых зонах максимальные эквивалентные напряжения с увеличением угла установки имплантатов растут практически линейно. Некоторое исключение составляют напряжения в кости при строго вертикальной нагрузке, так как в данном случае максимальные напряжения сосредоточены в другом месте, чем при установке имплантата под углом.

Зависимость максимальных эквивалентных напряжений от угла установки имплантатов в интерфейсах «имплантат—кость», «имплантат—абатмент» и в кости представлена на рис. 15 и 16 (табл. 3).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Угол установки имплантата оказывает значительное влияние на величину и распределение напряжений в самом имплантате и, особенно, в кости. Так, с увеличением угла установки сильно растут максимальные эквивалентные напряжения в интерфейсе «имплантат—кость», вплоть до нескольких раз при установке имплантата под углом 30°. Можно предположить, что при расположении имплантата под углом для нивелирования возникающих

Таблица 3. Эквивалентные напряжения в зависимости от шага резьбы в имплантатах BioSink и Vega, МПа

Table 3. Equivalent stresses depending on the thread pitch in the BioSink and Vega implants, MPa

Шаг резьбы, мм	BioSink				Vega			
	0,4	0,6	0,8	1	0,6	0,8	1	1,2
Кортикальная часть, вертикальная установка	17,4	20,2	19,9	20,2	16,1	16,4	15,5	1,2
Губчатая часть, вертикальная установка	5,5	5,7	5,3	4,9	4,7	4,9	4,8	4,3
Кортикальная часть, установка под углом	107,2	128,0	127,2	124,5	101,1	121,6	98,5	102,4
Губчатая часть, установка под углом	11,2	10,8	9,0	8,5	7,1	7,6	7,6	8,1

максимальных напряжений в костных структурах и имплантатах необходимо использовать абатменты с угловой конструкцией в зависимости от степени наклона имплантата, что коррелирует возникающее напряжение на костную ткань вокруг имплантата.

**Конфликт интересов.** Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

**Поступила:** 21.11.2022      **Принята в печать:** 21.02.2023

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.  
**Received:** 21.11.2022      **Accepted:** 21.02.2023

## ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES:

- Chrcanovic B.R., Kisch J., Albrektsson T., Wennerberg A. Factors influencing the fracture of dental implants. — *Clin Implant Dent Relat Res.* — 2018; 20 (1): 58—67. [PMID: 29210188](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29210188/)
- Doganay O., Kilic E. Comparative finite element analysis of short implants with different treatment approaches in the atrophic mandible. — *Int J Oral Maxillofac Implants.* — 2020; 35 (4): e69—e76. [PMID: 32724926](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32724926/)

3. de Souza Rendohl E., Brandt W.C. Stress distribution with extra-short implants in an angled frictional system: A finite element analysis study. — *J Prosthet Dent.* — 2020; 124 (6): 728.e1—728.e9. [PMID: 32694020](#)
4. Farronato D., Manfredini M., Stevanello A., Campana V., Azzi L., Farronato M. A Comparative 3D Finite Element Computational Study of Three Connections. — *Materials (Basel).* — 2019; 12 (19): 3135. [PMID: 31561421](#)
5. Абакаров С.И., Сорокин Д.В., Лапушко В.Ю., Абакарова С.С. Напряженно-деформированное состояние несъемного протеза на имплантатах в процессе цементирования в зависимости от угла наклона стенок абатмента. — *Клиническая стоматология.* — 2022; 4: 150—158  
[Abakarov S.I., Sorokin D.V., Lapushko V.Yu., Abakarova S.S. Stress-deformed state of a non-removable prosthesis on implants in the process of cementing, depending on the angle of the abutment walls. — *Clinical Dentistry (Russia).* — 2022; 4: 150—158 (In Russ.)]. [eLibrary ID: 49940630](#)
6. Гришин П.О., Мамаева Е.В., Калининкова Е.А., Козлов А.В., Кушнер Е.Н., Чигарина С.Е. Влияние микроструктуры поверхности, конструктивных и размерных особенностей дентальных имплантатов на их стабильность и процесс остеоинтеграции при проведении непосредственной и отсроченной имплантации. Часть II. — *Современная стоматология.* — 2021; 4 (108): 34—38  
[Grishin P., Mamaeva E., Kalinnikova E., Kozlov A., Kushner E., Chigarina C. The effect of microstructure of the surface, the design and dimension of dental implants on their stability and the process of osteointegration during immediate and delayed implantation. Part II. — *Actual Dentistry.* — 2021; 4 (108): 34—38 (In Russ.)]. [eLibrary ID: 47294872](#)
7. Makary C., Menhall A., Zammarie C., Lombardi T., Lee S.Y., Stacchi C., Park K.B. Primary stability optimization by using fixtures with different thread depth according to bone density: A clinical prospective study on early loaded implants. — *Materials (Basel).* — 2019; 12 (15): 2398. [PMID: 31357620](#)
8. Marenzi G., Spagnuolo G., Sammartino J.C., Gasparro R., Rebaudi A., Salerno M. Micro-scale surface patterning of titanium dental implants by anodization in the presence of modifying salts. — *Materials (Basel).* — 2019; 12 (11): 10. [PMID: 31151141](#)
9. Fiorillo L., Cicciù M., D'Amico C., Mauceri R., Oteri G., Cervino G. Finite element method and Von Mises investigation on bone response to dynamic stress with a novel conical dental implant connection. — *Biomed Res Int.* — 2020; 2020: 2976067. [PMID: 33102577](#)
10. Bahuguna R., Anand B., Kumar D., Aeran H., Anand V., Gulati M. Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations under axial and oblique loading: A finite element analysis. — *Natl J Maxillofac Surg.* — 2013; 4 (1): 46—51. [PMID: 24163552](#)
11. Rizzo R., Quaranta A., De Paoli M., Rappelli G., Piemontese M. Three-dimensional bone augmentation and immediate implant placement via transcresal sinus lift: 8-year clinical outcomes. — *Int J Periodontics Restorative Dent.* — 2018; 38 (3): 423—429. [PMID: 29641633](#)
12. Paracchini L., Barbieri C., Redaelli M., Di Croce D., Vincenzi C., Guarnieri R. Finite element analysis of a new dental design optimized for the desirable stress distribution in surrounding bone region. — *Prosthesis.* — 2020; 2 (3): 225—236. DOI: 10.3390/prosthesis2030019
13. Hussein F.A., Salloomi K.N., Abdulrahman B.Y., Al-Zahawi A.R., Sabri L.A. 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 (Isfahan).* — 2019; 16 (3): 200—207. [PMID: 31040877](#)
14. Kilic E., Doganay O. 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. [PMID: 31647683](#)
15. Seo J.G., Cho J.H. Clinical outcomes of rigid and non-rigid telescopic double-crown-retained removable dental prostheses: An analytical review. — *J Adv Prosthodont.* — 2020; 12 (1): 38—48. [PMID: 32128085](#)
16. Shi M., Li H., Liu X. Multidisciplinary design optimization of dental implant based on finite element method and surrogate models. — *Journal of Mechanical Science and Technology.* — 2017; 31: 5067—5073. DOI: 10.1007/S12206-017-0955-X