

DOI: 10.18481/2077-7566-22-18-1-99-107
УДК 616.314-089.87

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ИМПЛАНТАТОВ СИСТЕМЫ HUMANA DENTAL С ИННОВАЦИОННОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ И ДИЗАЙНОМ РЕЗЬБЫ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЙ В ИМПЛАНТАТЕ, КОСТНОЙ ТКАНИ И В СОЕДИНЕНИИ АБАТМЕНТ – ИМПЛАНТАТ – КОСТЬ

Гришин П. О.¹, Салеев Р. А.¹, Ксембаев С. С.¹, Торгашова О. Е.¹, Калининкова Е. А.²

¹ Казанский государственный медицинский университет, г. Казань, Россия

² Институт усовершенствования врачей, г. Чебоксары, Россия

Аннотация

В настоящей статье представлены результаты математического моделирования напряженно-деформированного состояния конечно-элементного анализа обоснования использования имплантатов Humana Dental с инновационной микроструктурой поверхности и параметрами дизайна резьбы при проведении дентальной имплантации. В результате проведенного исследования, после размещения имплантатов в созданную трехмерную модель, состоящую из трабекулярной и кортикальной кости, выявлено, что угол установки имплантатов существенно влияет на распределение напряжения в кости. Шероховатая, хорошо структурированная поверхность улучшает контакт имплантата с костью.

Цель. Обоснование использования имплантатов Humana Dental с инновационной макро-микроструктурой поверхности и параметрами дизайна резьбы при проведении дентальной имплантации в различных клинических ситуациях.

Материал и методы. Для оценки распределения напряжения методом математического моделирования напряженно-деформированного состояния в кортикальной и губчатой кости, окружающей две модели имплантатов диаметром 4,2 мм и длиной 11,5 мм, а также с различным дизайном формы резьбы, изучены образцы имплантатов BioSink и Vega компании Humana Dental. Имплантаты были установлены в созданную трехмерную модель строго вертикально и под углом 30°. Геометрические модели были построены в САПР Catia V5, расчет проводился в программном комплексе Ansys R19.2.

Результаты. Проведенное исследование показало, что во всех случаях максимальная концентрация напряжений приходится на кортикальный слой кости вблизи контакта с имплантатом, а в губчатой кости при вертикальной установке максимальные напряжения во всех случаях достигаются вблизи нижней части имплантата. При изменении угла установки имплантата максимальные напряжения могут возрастать многократно, однако при изменении шага резьбы отмечены лишь небольшие колебания напряжений, которые не укладываются в какую-либо тенденцию.

Выводы. Использование анализа метода конечных элементов дало возможность выявить распределение напряжения на дентальных имплантатах с различной геометрией и дизайном резьбы и определить наиболее эффективные параметры резьбы для равномерного распределения нагрузки.

Ключевые слова: математическое моделирование, эквивалентные напряжения, шаг и глубина резьбы, абатмент, имплантат, кортикальная и губчатая кость

Авторы заявили об отсутствии конфликта интересов.

Ринат Ахмедуллович 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

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

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

Сант Сальменович КСЕМБАЕВ ORCID ID 0000-0002-5712-9601

д.м.н., профессор кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии, Казанский государственный медицинский университет, г. Казань, Россия
ksesa@mail.ru

Ольга Евгеньевна ТОРГАШОВА ORCID ID 0000-0003-1702-7851

к.м.н., доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии, Казанский государственный медицинский университет, г. Казань, Россия
trola74@mail.ru

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

Оординатор по специальности «Хирургическая стоматология», кафедра стоматологии, Институт усовершенствования врачей, 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:

Гришин П. О., Салеев Р. А., Ксембаев С. С., Торгашова О. Е., Калининкова Е. А.

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ИМПЛАНТАТОВ СИСТЕМЫ HUMANA DENTAL С ИННОВАЦИОННОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ И ДИЗАЙНОМ РЕЗЬБЫ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЙ В ИМПЛАНТАТЕ, КОСТНОЙ ТКАНИ И В СОЕДИНЕНИИ АБАТМЕНТ – ИМПЛАНТАТ – КОСТЬ. Проблемы стоматологии. 2022; 1: 99-107.

© Гришин П. О. и др., 2022

DOI: 10.18481/2077-7566-22-18-1-99-107

Поступила 24.02.2022. Принята к печати 18.03.2022

DOI: 10.18481/2077-7566-22-18-1-99-107

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE HUMANA DENTAL IMPLANTS WITH AN INNOVATIVE SURFACE AND THREAD DESIGN TO REVEAL THE STRESS DISTRIBUTION IN THE IMPLANT, BONE TISSUE AND AT THE ABUTMENT-IMPLANT-BONE INTERFACE

Grishin P.O.¹, Saleev R.A.¹, Ksembaev S.S.¹, Torgashova O.E.¹, Kalinnikova E.A.²

¹ Kazan Medical University, Kazan, Russia

² Institute for Advanced Training of Doctors, Cheboksary, Russia

Annotation

This article presents the results of mathematical modeling of the stress-strain state of the finite element analysis of the justification for the use of Humana Dental implants with an innovative surface microstructure and thread design parameters during dental implantation. As a result of the study, after placing the implants in the created three-dimensional model, consisting of trabecular and cortical bones, it was revealed that the angle of implant placement significantly affects the distribution of stress in the bone. The rough, well-structured surface improves the contact of the implant with the bone. The stress distribution on dental implants with different geometry and thread design was revealed, and the most effective thread parameters for uniform load distribution were determined.

Aim. Substantiation of the use of Humana Dental implants with innovative macro-microstructure of the surface and thread design parameters during dental implantation in various clinical situations.

Material and methods. Samples of BioSink and Vega implants from Humana Dental were studied to assess the stress distribution by mathematical modeling of the stress-strain state in the cortical and spongy bone surrounding two models of implants with a diameter of 4.2 mm and a length of 11.5 mm, as well as with a different thread shape design. The implants were installed in the created three-dimensional model strictly vertically and at an angle of 30°. Geometric models were built in CAD Catia V5, the calculation was carried out in the software package Ansys R19.2.

Results. As a result of the study, it was revealed that in all cases the maximum concentration of stresses falls on the cortical layer of bone near contact with the implant, and in the spongy bone with vertical installation, maximum stresses in all cases are reached near the lower part of the implant. The peak voltage in the cortical bone was highest in the threaded part of the implants. When changing the angle of installation of the implant, the maximum voltages can increase many times, but when changing the thread pitch, only small fluctuations in voltages are noted, which do not fit into any trend. In the peri-implant region, the cortical bone showed a higher concentration of tension than the spongy bone.

Conclusions. The use of finite element analysis made it possible to identify the stress distribution on dental implants with different thread geometries and designs and to determine the most effective thread parameters for uniform load distribution.

Keywords: mathematical modeling, equivalent stresses, thread pitch and depth, abutment, implant, cortical and cancellous bone

The authors declare no conflict of interest.

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

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

Peter 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

Said S. KSEMBAEV ORCID ID 0000-0002-5712-9601

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

Olga E. TORGASHOVA ORCID ID 0000-0003-1702-7851

PhD in Medical Sciences, Associate Professor of the Department of Maxillofacial Surgery and Surgical Dentistry, Kazan State Medical University, Kazan, Russia
trola74@mail.ru

Elena A. Kalinnikova ORCID ID 0000-0003-3828-614X

Resident in the specialty «Surgical Dentistry», Department of Dentistry, Institute for Advanced Training of Doctors, Cheboksary, Russia
elena-vilkova@inbox.ru

Correspondence address: Peter O. GRISHIN

420054, Republic of Tatarstan, Kazan, Aktayskaya street 17–29
+7 (903) 3066711
phlus8@mail.ru

For citation:

Grishin P.O., Saleev R.A., Ksembaev S.S., Torgashova O.E., Kalinnikova E.A.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE HUMANA DENTAL IMPLANTS WITH AN INNOVATIVE SURFACE AND THREAD DESIGN TO REVEAL THE STRESS DISTRIBUTION IN THE IMPLANT, BONE TISSUE AND AT THE ABUTMENT-IMPLANT-BONE INTERFACE. *Actual problems in dentistry*. 2022; 1: 99-107. (In Russ.)

© Grishin P.O. et al., 2022

DOI: 10.18481/2077-7566-22-18-1-99-107

Received 24.02.2022. Accepted 18.03.2022

Введение

Оптимальные результаты при проведении денальной имплантации в клинических ситуациях, которые ранее считались неблагоприятными, во многом обязаны значительному прогрессу, достигнутому в области топографии, макро-микроструктурной модификации традиционных поверхностей и дизайну титановых имплантатов, что привело к эпохальному сдвигу в имплантологии (Marko Fnnunziata, Luigi Guida 2015; Ritel D. et al. 2018; Laila Damiadi et al. 2018).

Неуклонный рост популярности денальной имплантации обуславливает все больший интерес исследователей к изучению биомеханизма интеграции имплантатов в костной ткани, а также роли структурных характеристик в этом процессе. Наиболее благоприятным способом интеграции имплантата считается остеоинтеграция, которая определяется как непосредственное прикрепление или присоединение живой костной ткани к поверхности имплантата (Tomas Albretsson, Ann Wennenberg 2019; Macary C. et al. 2019). Ее достижение является необходимым условием успеха протетической реставрации с опорой на имплантаты в долгосрочной перспективе (Mohanad Al-Sabbagh et al. 2019; Paper J. et al 2018).

Одним из конструктивных параметров, играющим важную роль в процессе остеоинтеграции на границе имплантат–кость, является площадь контакта между этими структурами. При этом макро-микроструктура поверхности и дизайн резьбы имплантата, которые увеличивают площадь контакта между имплантатом и костью, усиливают процесс остеоинтеграции (Huang HL et al. 2008; Wu S-W et al.2012).

В исследованиях биомеханики системы имплантат–кость основное внимание, как правило, уделяется изучению распределения напряжений как в имплантате, так и, прежде всего, в окружающей кости и на интерфейс имплантат–кость. В частности, исследованию влияния параметров резьбы на напряжение посвящено большое количество работ, в которых изучено влияние на напряжение профиля резьбы (Abuhusseini H et al. 2009; Faegh S. et al. 2010; Herekar M. G. et al. 2014).

Очень важный вопрос, связанный с влиянием резьбы на первичную стабильность денальных имплантатов, изучен недостаточно. Только единичные публикации посвящены этой проблеме (Huang H. L. et al. 2008; Jadhav R. S. et al. 2015). В указанных работах изучались различные параметры, такие как типы конструкции резьбы имплантатов, материалы и свойства имплантатов, условия напряжения, методики расчета.

Результаты исследований последних десятилетий убедительно свидетельствуют о существенном воздействии микроструктуры и дизайна резьбы имплантатов на первичную стабильность, процессы остеоинтеграции и на долговременность функционирования имплантатов (Ryu H. S., et al. 2014; Jawed Fawed et

al. 2013; Gaetano Marenzi et al. 2019). Отмечено, что увеличение шага резьбы сокращает количество нитей и отрицательно влияет на начальную устойчивость. Имплантат с более глубокой резьбой из-за наличия большей контактной поверхности с костью характеризуется большей устойчивостью.

Что касается микроструктуры поверхности, по мнению Hortia S. et al. (2017), грубая поверхность имплантатов не дает преимуществ для снижения напряжений в кости, но может снизить межфазное скольжение. Напротив, использование длинных или широких имплантатов снижает напряжение в кости, но не уменьшает межфазное скольжение (Zhang G. et al 2016; Shankar S. et al. 2017).

Следует отметить, что наиболее важным критерием успешного и долговременного функционирования имплантатов является стабильность, которая в значительной степени зависит от биомеханического напряжения в окружающей имплантат костной ткани.

Инженерный дизайн имплантатов основан на многих взаимосвязанных факторах, включая геометрию имплантата, механические его свойства, первоначальную и долгосрочную стабильность, интерфейс имплантат–кость. При этом подчеркивается, что имплантаты должны быть спроектированы таким образом, чтобы максимизировать прочность, межфазную стабильность и перенос нагрузки с использованием различных материалов, поверхностей и конструкций резьбы (Hamidreza Fattahi et al. 2015; Gehrke S. A. 2015; Robau-Porrúa et al. 2020; Luigi Paracchini et al. 2020).

Однако этот вопрос до настоящего времени изучен недостаточно. В частности, неизвестно, наступают ли изменения под влиянием структурных характеристик поверхности имплантатов и формы резьбы в напряжении костных тканей, окружающих имплантат, и в интерфейсе имплантат–кость, которые повлияли бы на стабильность и процесс остеоинтеграции (Sagniri M. A. et al. 2016 Rupp F. et al. 2018).

Кроме того, точная роль топографии поверхности, ее макро-микроструктурных характеристик, а также дизайна резьбы имплантатов на ранних стадиях остеоинтеграции изучена недостаточно. При этом в доступной литературе обнаружены весьма противоречивые результаты экспериментальных и клинических исследований первичной стабильности и процесса остеоинтеграции имплантатов с различными микроструктурными характеристиками поверхности имплантатов, геометрией и дизайном резьбы (Shan F. A. et al. 2018; Jinno Y. et al. 2017; Fabbro M. D. et al. 2017).

До сих пор неясно, какое сочетание различных модификаций структурных характеристик имплантатов может обеспечить наименьшее напряжение в окружающей имплантат костной ткани и более положительные результаты (Barfeie A. et al. 2018).

Также нет четкого ответа на вопрос, какова роль структурных характеристик имплантата, в частности

микроструктуры поверхности и дизайна резьбы, на передачу напряжения как в имплантате, так и на окружающую его костную ткань, а также интерфейс кость–имплантат.

Необходимо отметить, что данные, полученные в результате изучения влияния параметров резьбы на напряжения в указанных структурах, носят противоречивый характер, и в силу определенных нестыковок невозможно провести осмысленный анализ (Oswal M. M. et al. 2016; Shankar S. et al. 2016; Zhang G. et al. 2016).

Таким образом, макро-микроструктура поверхности, геометрия, дизайн резьбы и соединение абатмента с имплантатом должны быть сконструированы таким образом, чтобы обеспечить максимальную передачу благоприятных напряжений в окружающей имплантат костной ткани. Перегрузка жевательной зоны на дентальных имплантатах — одна из причин резорбции костной ткани.

В настоящее время поиск оптимальной конструкции имплантата осуществляется в первую очередь аналитическим путем. Для этого используются компьютерные программы двух- и трехмерного математического моделирования (Serkan Dundar et al. 2016; Luca Fiorillo et al. 2020). Подобные исследования, учитывающие биомеханические свойства кости, структурные характеристики имплантата и протезной конструкции, дают возможность проигрывать различные ситуации и получать данные для сравнения напряжений компрессии и сил сцепления внутри и вокруг имплантата (Vanegas-Acosta J.C. et al 2011; Pei-Julín, Kuo-Chin Su 2020).

Исходя из вышеизложенного, можно сделать вывод, что наиболее информативным инструментом биомеханического планирования, с учетом структурных характеристик имплантатов, количества, размеров, особенностей хирургического этапа и протезирования на основании установленных величин максимальных напряжений (нанограмм), в зависимости от объема костной ткани (по данным компьютерной томографии) и размеров имплантатов, является трехмерное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг имплантатов.

Цель исследования

Обоснование методом математического моделирования напряженно-деформированного состояния использования имплантатов Humana Dental с инновационной макро-микроструктурой поверхности и дизайном резьбы при проведении дентальной имплантации в различных клинических ситуациях.

Материал и методы исследования

Для оценки распределения напряжения в кортикальной и губчатой кости, окружающей две модели дентальных имплантатов диаметром 4,2 мм и длиной

11,5 мм, а также с различным дизайном формы резьбы (шаг и резьба) изучены образцы имплантатов BioSink и Vega компании Humana Dental.

Имплантат BioSink был выполнен в виде цилиндра, ближе к концу переходящего в конус и имеющего слегка скошенную V-образную резьбу, не доходящую до верхней части. В верхней части на имплантате присутствуют бороздки, обеспечивающие лучшее сцепление с кортикальным слоем кости. Шаг резьбы варьировал в пределах 0,4–1,0 мм с интервалом 0,2 мм. Для сохранения принципиальных геометрических параметров резьбы вместе с шагом также варьировалась и ее глубина: она подбиралась таким образом, чтобы угол резьбы оставался тем же при соответствующем радиусе внутреннего закручивания (рис. 1).

Второй образец, Vega, представлял собой конический имплантат с инновационной микроструктурой поверхности, с внутренним коническим соединением, агрессивной с двойным широким шагом V-образной, доходящей до верхушки резьбой и наличием микро-резьбы на шейке имплантата, оптимизированной для благоприятного распределения напряжения в маргинальной кости периимплантной области. Шаг резьбы образцов варьировался в пределах 0,6–1,2 мм с интервалом 0,2 мм. Глубина резьбы на данных образцах использовалась одна и та же: 0,2 мм. Коническое соединение глубиной 3 мм и конусом 4° создавали идеальный контакт между имплантатом и абатментом, тем самым устранялась микроподвижность и предотвращалась резорбция костной ткани (рис. 2).

Имплантаты были установлены в созданную трехмерную модель, состоящую из трабекулярной и кортикальной кости. Так как нами ранее посредством расчетов было выявлено, что угол установки имплантата может оказывать существенное влияние на распределение напряжений в кости, было решено для каждого образца исследовать 2 случая установки: строго вертикальная установка и расположение имплантата под углом 30° (при большем угле наиболее заметно перераспределение напряжений).

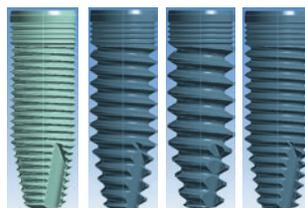


Рис. 1. Модель имплантатов BioSink с шагом резьбы 0,4, 0,6, 0,8 и 1 мм

Fig. 1. Model of BioSink implants with a thread pitch of 0.4, 0.6, 0.8 and 1 mm



Рис. 2. Модель имплантатов Vega с шагом резьбы 0,6, 0,8, 1 и 1,2 мм

Fig. 2. Model of Vega implants with thread pitch 0.6, 0.8, 1 and 1.2 mm

На каждый образец имплантата был установлен соответствующий ему абатмент, закрепленный винтом. Несмотря на то, что в зависимости от угла установки применяется угловой абатмент особой формы, для упрощения расчетов во всех случаях были применены одни и те же абатменты, предназначенные для угла 0°. Это допустимо, так как нас не интересуют напряжения в абатменте, а он служит лишь способом передачи нагрузки на имплантат. Однако в каждом конкретном случае место приложения нагрузки выбиралось таким образом, чтобы обеспечить момент, соответствующий применению абатмента с правильным углом наклона. Имплантаты Humana Dental имеют шероховатую, хорошо структурированную инновационную поверхность, обеспечивающую улучшенный контакт имплантата с костью. Поэтому при численном моде-

лировании между костью, имплантатом, абатментом и винтом задавался жесткий контакт без проскальзывания (рис. 3, 4).

Имплантат, абатмент и винт были изготовлены из титана Grade 5. В таблице 1 приведены механические характеристики материалов кости и имплантатов.

Таблица 1

Механические характеристики материалов кости и имплантатов

Table 1. Mechanical characteristics of bone materials and implants

	Модуль Юнга <i>E</i> , МПа	Коэффициент Пуассона, <i>ν</i>
Титан Grade 5	110	0,35
Кость	1	0,3

Для расчета была построена конечно-элементная сетка. Так как имплантаты с резьбой имеют достаточно сложную геометрию, на моделях имплантата и кости была использована сетка из тетраэдральных элементов второго порядка со значительным замелением вблизи области контакта имплантата и кости. Для абатмента и винта была использована сетка преимущественно из brick-элементов (рис. 5).

Во всех расчетных случаях к верхней части абатмента прикладывалась вертикальная нагрузка 200 Н, передающаяся посредством MPC-элементов. Точка приложения нагрузки выбрана таким образом, чтобы обеспечить момент, соответствующий использованию абатмента с нужным углом установки (рис. 6).

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

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

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

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

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

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

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

где σ_i – главные напряжения в данной точке.

Результаты исследования

Данные, полученные в результате проведенных расчетов, показали, что во всех случаях основная концентрация напряжений ожидаемо приходится на кортикальный слой кости (рис. 7).

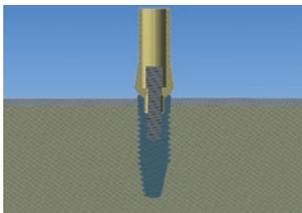


Рис. 3. Имплантат BioSink 0,6 мм вместе с абатментом установлен в кость вертикально
Fig. 3. BioSink 0.6 mm implant with abutment placed vertically into the bone

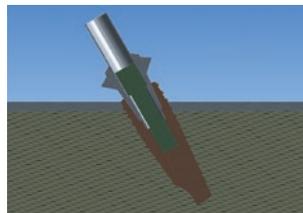
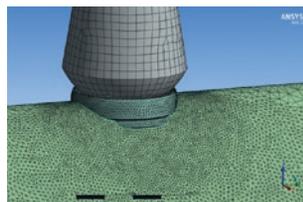


Рис. 4. Имплантат Vega 0,8 мм установлен в кость под углом 30°
Fig. 4. The Vega 0.8 mm implant is placed in the bone at an angle of 30°



а



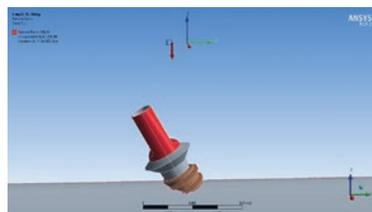
б

Рис. 5. Конечно-элементная сетка имплантат BioSink 0,4 мм (а) и измельчение сетки вблизи контакта с имплантатом при вертикальной установке (б)

Fig. 5. Finite element mesh implant BioSink 0.4 mm (a) and mesh refinement near the implant contact in vertical installation (b)



а



б

Рис. 6. Нагрузка передается к верхней части абатмента (а). Вертикальная сила 200 Н приложена в точке обеспечивающей нужный момент (б)

Fig. 6. The load is transferred to the top of the abutment (a). A vertical force of 200 N is applied at a point providing the required moment (b)

В то же время следует отметить, что губчатая и кортикальная кость имеют разные прочностные характеристики, в связи с чем необходимо рассматривать возникающие в этих частях напряжения отдельно. В кортикальной кости максимальная концентрация напряжений наблюдается вблизи контакта с имплантатом (16,1–20,2 МПа). При этом при расположении имплантата под наклоном напряжения перераспределяются ближе к одной стороне и составляют 101,1–128 МПа (рис. 8).

В то же время в губчатой кости при вертикальной установке имплантатов максимальные напряжения во всех случаях достигаются вблизи нижней части имплантата (4,8–4,9 МПа), однако при расположении имплантата под углом напряжения перераспределяются в сторону верхней части (7,6–8,5 МПа) (рис. 9).

В таблице 2 и в представленных графиках приведены значения максимальных напряжений в кортикальной и губчатой кости для образцов с разным шагом резьбы в зависимости от угла установки.

Заключение

Данные проведенного исследования продемонстрировали приемлемые результаты при нагрузках. В то же время конструкция имплантата Vega показала более низкие значения напряжения (14,9–16,1 МПа), чем конструкция имплантата BioSink (17,4–20,2

МПа), особенно в кортикальной кости, окружающей шейный участок имплантата. Необходимо отметить, что пиковое напряжение кортикальной кости было самым высоким в резьбовой части имплантата. Однако, по нашему мнению, это вовсе не означает, что резьба приводит к большему напряжению имплантата. В данном случае резьба выполняет три основные функции: максимальное увеличение начального контакта, увеличение функциональной площади поверхности и облегчение рассеивания в межфазной области.

Модели имплантатов Vega с агрессивной резьбой были ближе к реальным условиям и намного точнее

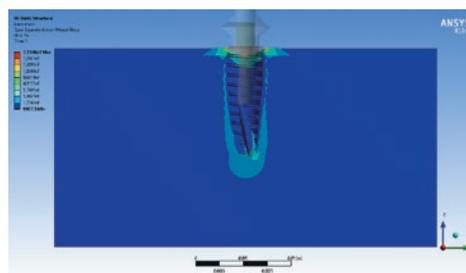
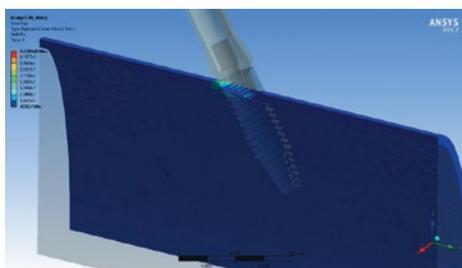
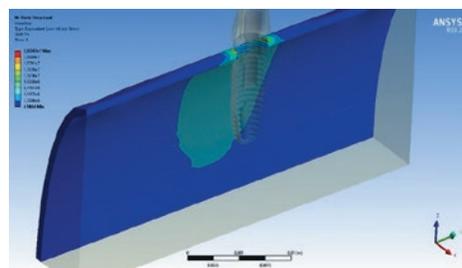


Рис. 7. Эпюры эквивалентных напряжений в кости, имплантат Vega 1 мм при вертикальной установке
Fig. 7. Diagrams of equivalent stresses in the bone, Vega 1 mm implant in vertical installation



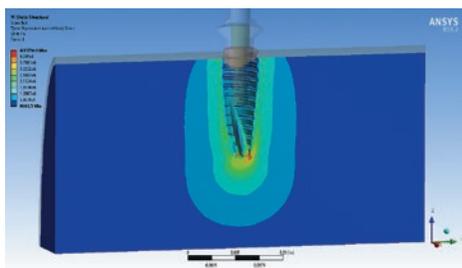
а



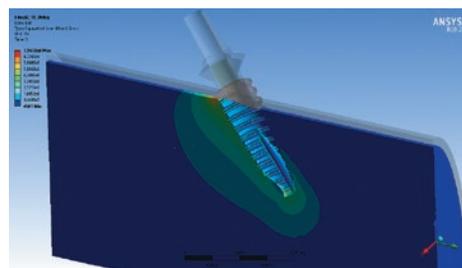
б

Рис. 8. Эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальной кости, имплантат BioSink 0,6 мм при вертикальной установке (а) и при установке под углом 30° (б).

Fig. 8. Von Mises equivalent stresses in the cortical bone of the BioSink 0.6 mm, implant when installed vertically (a) and when installed at an angle of 30° (b)



а



б

Рис. 9. Эквивалентные напряжения в губчатой кости, имплантат Vega 1 мм при вертикальной установке (а) и при установке под углом 30° (б)

Fig. 9. Equivalent stresses in cancellous bone, Vega 1 mm implant with vertical installation (a) and with installation at an angle of 30° (b)

Значения максимальных напряжений в губчатой и вертикальной кости
Table 2. Values of maximum stresses in cancellous and vertical bones

Имплант	Шаг резьбы, мм	Максимальные эквивалентные напряжения, МПа			
		Вертикальная установка		Установка под углом	
		Кортикальный слой	Губчатая кость	Кортикальный слой	Губчатая кость
BioSink	0,4	17,4	5,5	107,2	11,2
	0,6	20,2	5,7	128	10,8
	0,8	19,9	5,3	127,2	9
	1,0	20,2	4,9	124,5	8,5
Vega	0,6	16,1	4,7	101,1	7,1
	0,8	16,4	4,9	121,6	7,6
	1,0	15,5	4,8	98,5	7,6
	1,2	14,9	4,3	102,4	8,1

предсказывали характер напряжения. В то же время результаты FEA выявили, что на всех моделях пиковое значение было локализовано в гребневой области кортикальной кости, что подтвердило данные ранее проведенных исследований (Toda S. et al 2003; Esktascioglu G et al. 2004).

Как показали наши исследования, агрессивная резьба модели Vega демонстрировала волнистую картину межфазных напряжений вдоль поверхности имплантата в губчатой кости, а цилиндрическая модель BioSink показала одну большую зону напряжений.

При изменении угла установки имплантата максимальные напряжения могут возрастать многократно, однако при изменении шага резьбы отмечены лишь небольшие колебания напряжений, которые не укладываются в какую-либо тенденцию. Можно предположить, что данные колебания больше обусловлены

погрешностью численного моделирования и изменяющейся геометрией моделей.

В связи с тем, что у имплантатов BioSink резьба не доходит до верхней части, она не способна оказать большое влияние на напряжения в этом участке кости, где они максимальны, как в случае вертикальной установки, так и при расположении имплантата под углом. В то же время в губчатой кости максимальные напряжения наблюдаются либо в районе апекса имплантата, либо снова в верхней части, где влияние резьбы минимально.

Аналогичные объяснения справедливы и для имплантатов Vega, за исключением того факта, что у них резьба доходит до верхней части имплантата, а значит, может оказывать влияние на верхние слои кости. Этим также дополнительно обусловлены небольшие колебания напряжений для этих образцов (в зависимости от шага резьбы может «упереться»

Эквивалентные напряжения по Мизесу в зависимости от шага резьбы в импланте BioSink, МПа

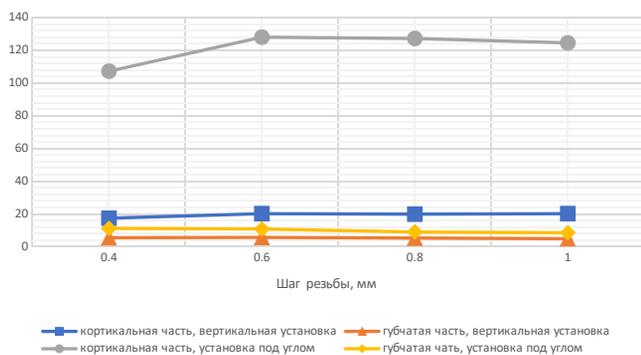


Рис. 10. Эквивалентные напряжения при использовании имплантата BioSink с разной резьбой

Fig. 10. Equivalent stresses when using a BioSink implant with different threads

Эквивалентные напряжения по Мизесу в зависимости от шага резьбы в импланте Vega, МПа

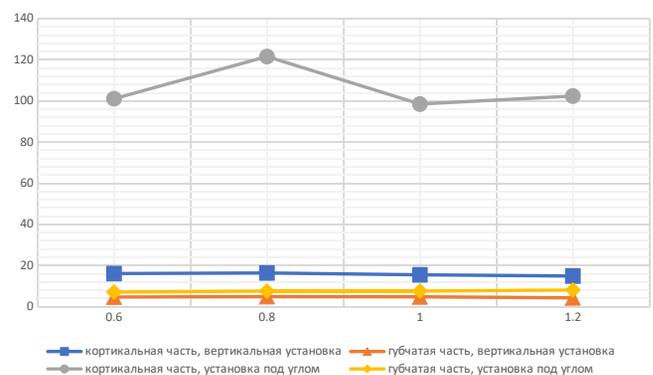


Рис. 11. Эквивалентные напряжения при использовании имплантата Vega с разной резьбой

Fig. 11. Equivalent stresses when using a Vega implant with different threads

в разные участки кости при равной глубине установки). Однако по величине эти колебания сравнимы с таковыми у имплантатов BioSink, у которых верхняя часть осталась неизменной.

Также стоит отметить, что в среднем у имплантатов Vega максимальные эквивалентные напряжения в различных конфигурациях оказались меньше, чем аналогичные у имплантатов BioSink, что дает основание для вывода о большем влиянии на напряжение их принципиальных конструктивных особенностей по сравнению с шагом резьбы.

Из вышеизложенного следует, что шаг и глубина резьбы имплантатов не оказывают значительного влияния на максимальные эквивалентные напряжения в кости. В большей степени напряжения зависят от принципиальных моментов конструкции имплантата, технологичности изготовления и имплантации, а также — особенно — от угла его установки.

В области периимпланта кортикальная кость демонстрировала более высокую концентрацию напряжения, чем губчатая кость во всех моделях и в обеих ситуациях нагрузки. При наклонной нагрузке наблюдались более высокая интенсивность и большее распределение напряжений, чем при осевом нагружении.

В интерфейсе абатмент–имплантат максимальные напряжения по Мизесу были сосредоточены в точках

приложения нагрузки в обеих системах. При этом было отмечено увеличение этого показателя в системе BioSink (128 МПа) по сравнению с системой Vega (87,3 МПа).

Выводы

Таким образом, использование анализа метода конечных элементов дало возможность выявить распределение напряжения на дентальных имплантатах Humana Dental с различной геометрией и дизайном резьбы и определить наиболее эффективные параметры резьбы для равномерного распределения нагрузки. При этом можно предположить, что глубина резьбы имеет большее значение в распределении стрессовых нагрузок на костную ткань, чем ее ширина. Это связано с тем, что имплантаты с более глубокой резьбой увеличивают площадь поверхности и обладают существенными преимуществами при установке их в мягкую костную ткань за счет усиления первичной стабильности. Анализ конечных элементов показал, что конструктивные особенности строения имплантата Humana Dental и его инновационная макро-микроструктура поверхности могут минимизировать передачу нагрузки, прежде всего на кость, окружающую имплантат.

Литература/References

1. Marco Annunzia, Luigi Guia. The effect of titanium surface modifications of dental implant osseointegration // *Front Oral*. – 2015;17:62-77. doi: 10.1159/000381694.
2. Rittel D., Dorogoy A., Shemtov-Yona K. Modeling the effect of osseointegration on dental implants pullout torque removal tests // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2018;86(2051):713-720. doi: 10.1111/cid.12645.
3. Laila Damiati, Marcus G. Fales, Angela H. Nobbs et al. Impact of surface of topography and coating on osteogenesis and bacterial attachment on titanium implants // *Journal of Tissue Engineering*. – 2018;9:1177-1186. doi: 10.1177/2041731418790694.
4. Macary C., Menhali A., Zammarié C. et al. Primary stability optimization by using fixtures with different thread depth loading implants // *Material (Basel)*. – 2019;27:12:398-411. doi: 10.3390/ma12152398.
5. Tomas Albrektsson, Ann Wennberg. On osseointegration on relation to implant surfaces // *Clinical Implant Dentistry*. – 2019;21:51:4-7. doi: 10.1111/cid.12742.
6. Mohanad Al-Sabbagh, Walied Eldomyati, Yasser Khabbaz. Can osseointegration be achieved without primary stability // *Dent Clin North Am*. – 2019;63(3):461-473. doi: 10.1016/j.cden.2019.02.001.
7. Papez J., Dostalova T., Chleborad P. et al. Chronological age as factor influencing the dental implant osseointegration in the jawbone // *Prague Medical Report*. – 2018;119:43-51. doi: 10.14712/23362936.2018.4.
8. Huang H.L., Hsu J.T., Fun L.J., Tu M.G. et al. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant design on an immediately loaded implant: A non-linear finite element study // *J Dent*. – 2008;36:409-417. doi: 10.1016/j.jdent.2008.02.015.
9. Wu S.W., Lee C.C., Fu P.Y., Lin. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants // *Med. Eng. Phys.* – 2012;34:797-805. doi: 10.1016/j.medengphys.2011.09.021.
10. Abuhussein H., Pagni G., Rebaudi A., Wang H.L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review // *Clinical Oral Implants Research*. – 2009;21:2:129-136. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01800.x.
11. Faegh S., Muftu S. Load transfer along the bone-dental implant interface // *Journal Biomechanics*. – 2010;43:1761-1770. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.017.
12. Herekar M.G., Patil V.N., Mulani S.S. et al. The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread design // *Dent Res. J. (Isfahan)*. – 2014;11:4:489-494. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25225563/>
13. Fawad Javed, Hameeda Bashir Ahmed, Roberto Cresti et al. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants. Factors of influence and evaluation // *Interventional Medicine and Applied Science*. – 2013;5:4:162-167. doi: 10.1556/IMAS.5.2013.4.3.
14. Ryu H.S., Namgung C., Lee J.H., Lim Y.J. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review // *J Adv Prosthodont*. – 2014;6:547-554. doi: 10.4047/jap.2014.6.6.547.
15. Gaetano Marenzi, Gianrico Spagnuolo, Jone Amilla Sammartino et al. Micro-scae surface patterning of titanium dental implants by anodization in the presence of modifying salts // *Materials (Basel)*. – 2019;12(11):1753-1764. doi: 10.3390/ma12111753.
16. Hamidreza Fattahi, Shbham Ajami, Nabavizadeh Rafsanjani. The effects of different miniscrew thread designs and force directions on stress distribution by 3-dimensional finite element analysis // *J Dent (Shiraz)*. – 2015;16(4):341-348. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26636123/>
17. Luigi Paracchini, Christian Barbieri, Mattia Redaelli et al. Finite element analysis of a new dental implant design optimized for the desirable stress distribution in the surrounding bone region // *Prosthesis*. – 2020;2(3):225-236. https://www.researchgate.net/publication/343843185_Finite_Element_Analysis_of_a_New_Dental_Implant_Design_Optimized_for_the_Desirable_Stress_Distribution_in_the_Surrounding_Bone_Region
18. Gerkle S.A. Importance of crown height ratios in dental implants on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2015;17:4:790-797. doi: 10.1111/cid.12165.
19. Robau-Porrúa Amanda, Perez-Rodríguez Yoan, Soris-Rodríguez Laura et al. The effect of diameter, length and elastic modulus of a dental implant on stress and strain levels in peri-implant bone: 3D finite element analysis // *Bio-Medical Materials and Engineering*. – 2020;30;5-6:541-558. doi: 10.3233/BME-191073.
20. Sagniri M.A., Asatourian A., Garsia-Godoy F. The role of angiogenesis in implant dentistry part I: review of titanium alloys, surface characteristics and treatment // *Med Oral Patol. Oral Cir Bucal*. – 2016;10:628-635. doi: 10.4317/medoral.21199.
21. Rupp F., Liang L., Geis-Gerstorf J., Schideir I., Huttin F. Surface characteristics of dental implants: a review // *Dental Mater*. – 2018;34:40-57. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.007.
22. Shan F.A., Thomsen P., Palmquist. Review of the impact of implants biomaterials on osteocytes // *J Dent Res*. – 2018;97:977-986. doi: 10.1177/0022034518778033.

23. Jinno Y., Jimbo R., Tovar, Teixeira H.H.S. In vivo evaluation of dual acid-etched and gritblasted/ acid- etched implants with identical microgeometry in high-density bone // *Implants Dent.* – 2017;26:815-819. doi: 10.1097/ID.0000000000000672.
24. Fabbro M.D., Tascieri S., Canciani, Addis S. Osteointegration of titanium implants with different rough surface: histologic and histomorphometric study in adult minipig model // *Implant Dent.* – 2017;28:357-366. doi: 10.1097/ID.0000000000000560.
25. Barfeie A.T., Wilson J., Rees J. Implant surface characteristics and their effect of osseointegration // *British Dental Journal.* – 2015;13(9):218-224. doi: 10.1038/sj.bdj.2015.171.
26. Oswal M.M., Amasi U.N., Oswal M.S., Bhagat A.S. Influence of three different implant thread design on stress distribution: a three-dimensional finite element analysis // *J Indian Prosthodont. Soc.* – 2016;16;4:359-365. doi: 10.4103/0972-4052.191283.
27. Shankar S., Gowthaman K., Raja G., Nirmla C., Sathesh Kumar N. Investigation on various thread designs materials for dental implants – a 3D finite element study // *Trends in Biomaterials and artificial Organs.* – 2016;2:100-105. <https://www.biomaterials.org.in/tibao/index.php/tibao/article/view/198>
28. Zhang G. Yuan H., Chen X., Wang W. et al. Three-dimensional finite element study on biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues // *International Journal of Dentistry.* – 2016;9:10-17. doi: 10.1155/2016/4867402.
29. Serkan Dudar, Tolga Topkaya, Murat Yavuz Solmaz et al. Finite element analysis of the stress distributions in peri-implant bone in modified and standard-threaded dental implants // *Biotechnology Biotechnological equipment.* – 2016;30:127-133. <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13102818.2015.1083887>
30. Pei-Julin, Kuo-Chin Su. Biomechanical design application of the effect of different occlusion conditions on dental implants with different positions. A finite element analysis // *Applied Sciences.* – 2020;10:5826-5834. <https://www.mdpi.com/2076-3417/10/17/5826>
31. Vanegas-Acosta, Landinez P., Garzon-Alvarado D.A., Casal M.C. A finite element method approach for the mechanobiological modeling of osseointegration of a dental implant // *Computer Methods and programs Biomedicine.* – 2011;101;3:297-314. doi: 10.1016/j.cmpb.2010.11.007.
32. Luca Florillo, Marco Cicciu, Cesar 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 Technological.* – 2020;10:1155-1167. doi: 10.1155/2020/2976067.
33. 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. Panakhov, 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>
34. Сысолятин П.Г., Гюнтер В.Э., Железный П.А., Железный С.П. Оссеоинтеграция различных имплантатов при пересадке костного аутогранулятата в дефект нижней челюсти в эксперименте. *Проблемы стоматологии.* 2006;5-6:34-35. [P.G. Sysolyatin, V.E. Gunther, P.A. Zhelezny, S.P. Zhelezny. Osseointegration of various implants during transplantation of a bone autograft into a mandibular defect in an experiment. *Actual problems in dentistry.* 2006;5-6:34-35. (In Russ.)]. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=32814578>
35. Асташина Н.Б., Плюхин Д.В., Делец А.В. Прогнозирование исходов дентальной имплантации на основе изучения уровня продуктов окислительной модификации белков слюны. *Проблемы стоматологии.* 2017;13(3):47-52. [N.B. Astashina, D.V. Plyukhin, A.V. Delets. Predicting the outcomes of dental implantation based on the study of the level of products of oxidative modification of saliva proteins. *Actual problems in dentistry.* 2017;13(3):47-52. (In Russ.)]. <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=30109820>