



Научная статья

УДК 539.3

Напряженное состояние вблизи дентальных имплантатов при резорбции костных тканей

М. Н. Перельмутер

Институт проблем механики имени А. Ю. Ишлинского РАН, Россия, 119526, г. Москва, просп. Вернадского, д. 101, корп. 1

Перельмутер Михаил Натанович, доктор физико-математических наук, ведущий научный сотрудник, perelm@ipmnet.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8430-5412>, AuthorID: 14187

Аннотация. Представлены результаты численного моделирования методом граничных интегральных уравнений (МГИУ) влияния резорбции костных тканей на напряженное состояние вблизи винтовых дентальных имплантатов при действии нормальной и наклонной сжимающих нагрузок. Используется прямой вариант МГИУ для кусочно-однородных подобластей. Расчет напряженного состояния имплантата и окружающих костных тканей выполнялся для состояния плоской деформации в предположении полного соединения материалов на границе имплантата и кости (остеоинтеграции) и состоял из двух этапов: 1) анализа всей конструкции имплантата со сглаженным винтовым соединением между имплантатом и окружающими костными тканями; 2) исследования распределения напряжений с учетом формы винтового соединения имплантата и костных тканей. Модель первого этапа расчета состояла из семи подобластей, соответствующих элементам конструкции имплантата и участкам костных тканей. На втором этапе расчета предполагалось, что впадины в губчатой кости, которые образуются после установки имплантата, соответствуют винтовой резьбе на имплантате. Рассмотрено влияние резорбции костных тканей на концентрацию напряжений в витках резьбы имплантата и в губчатой костной ткани. Построение численных моделей выполнялось при допущении, что следствием резорбции костной ткани является формирование полости (лунки резорбции) вокруг имплантата. Вычисления проводились в предположении, что костные ткани являются изотропными и однородными упругими материалами. Установлено, что в результате резорбции происходит значительное перераспределение напряжений в костных тканях и имплантате. Максимальные эквивалентные напряжения в кортикальной костной ткани снижаются, в губчатой костной ткани — возрастают. Результаты представлены в виде распределений интенсивности напряжений по границам подобластей расчетной модели.

Ключевые слова: имплантат, винтовое соединение, резорбция костной ткани, метод граничных интегральных уравнений, напряженно-деформированное состояние, концентрация напряжений

Благодарности: Работа выполнена по программе государственного задания № 123021700050-1.

Для цитирования: Перельмутер М. Н. Напряженное состояние вблизи дентальных имплантатов при резорбции костных тканей // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2023. Т. 23, вып. 4. С. 482–495. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2023-23-4-482-495>, EDN: ORWLCI

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)



Article

Stress state near dental implants accounting bone tissues resorption

M. N. Perelmuter

Ishlinsky Institute for Problems in Mechanics RAS, 101-1 Prospekt Vernadskogo, Moscow 119526, Russia

Mikhail N. Perelmuter, perelm@ipmnet.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8430-5412>, AuthorID: 14187

Abstract. The results of numerical modeling by the boundary integral equations method (BIEM) of the effect of bone tissues resorption on the stress state near screw dental implants under action of normal and inclined compressive loads are presented. The direct version of the BIEM for piecewise homogeneous sub-regions is used. The computation of the implant and the surrounding bone tissues stresses was carried out for plane strain state, assuming the complete bonding of materials at the interface of the implant and bones (osteointegration) and consisted of two stages: 1) analysis of the entire implant structure with smoothed screw joint between implant and the surrounding bone tissues; 2) studies of stress distribution taking into account the shape of the screw joint of the implant and bone tissues. The model of the first stage of computations consisted of 7 sub-regions corresponding to the parts of the implant structure and bone tissues zones. On the second stage of computations it was assumed that those hollows in the spongy bone, which had formed in a bone after implant penetration, are conformed to the screw thread on the implant. The effect of bone tissues resorption on stresses concentration in the screw joint of implants and spongy bone tissue is considered. The creating of computation models was performed on the assumption that the result of bones resorption is the cavity formation around implants. The computations were performed under the assumption that the bone tissues are isotropic and homogeneous elastic materials. It was found that as a result of resorption, there is a significant stresses redistribution in bone tissues and the implant with maximum equivalent stresses decreasing in the cortical bone tissue and increasing in spongy bone tissue. The results are presented as the distributions of stress intensity along the sub-regions boundaries of the computational model.

Keywords: implant, screw joint, bone tissues resorption, method of boundary integral equations, stress-strain state, stress concentration

Acknowledgements: This work was supported by the state program State Assignment No. 123021700050-1.

For citation: Perelmuter M. N. Stress state near dental implants accounting bone tissues resorption. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2023, vol. 23, iss. 4, pp. 482–495 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2023-23-4-482-495>, EDN: ORWLCI

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY 4.0)

Введение

Одной из основных проблем в стоматологической имплантологии является резорбция костных тканей, которая сокращает время службы имплантатов. Причины резорбции многообразны и зависят от качества костных тканей пациентов, а также от технологии медицинских процедур установки имплантатов [1]. Перегрев костной ткани при сверлении в процессе установки имплантата может быть одной из причин



повреждения костных тканей и последующей их резорбции. Установка имплантатов с избыточным усилием может привести к значительным напряжениям в кортикальной и губчатой костных тканях, что также является фактором, способствующим резорбции костных тканей вблизи имплантатов. Резорбция костных тканей зависит от модели имплантатов, их размеров, форм и материалов, из которых они изготовлены. Биологическими факторами, влияющими на резорбцию костных тканей, являются, кроме недостаточного качества костной ткани, ранняя нагрузка имплантата и неудовлетворительная остеоинтеграция между имплантатом и костной тканью. Формирование на имплантате зубного камня, являющегося источником бактерий, является дополнительной причиной резорбции. Различные аспекты причин резорбции костных тканей обсуждаются в работах [2–6].

Для моделирования напряженного состояния стоматологических имплантатов и костных тканей в последние десятилетия используются численные методы. Наибольшее распространение получил метод конечных элементов (МКЭ) [7–12]. МГИУ в задачах стоматологической биомеханики используется не так широко. Одно из первых применений этого метода было в 1993 г. для анализа напряженного состояния соединения цилиндрического имплантата и костной ткани [13]. МГИУ также применялся для анализа напряженного состояния стоматологических имплантатов, изготовленных из различных материалов (титана или керамики) [14]. Сравнительный анализ применения МКЭ и МГИУ для оценки напряженного состояния имплантатов и костной ткани был выполнен в [15, 16]. При использовании МГИУ, ввиду независимого моделирования перемещений и напряжений на поверхности тела, в зонах с высокими градиентами напряжений можно получить результаты, сопоставимые с результатами, полученными с помощью МКЭ, но без существенного измельчения сетки элементов. В данной работе МГИУ используется для сравнительного анализа влияния глубины зоны вертикальной резорбции костных тканей на напряженное состояние в этих тканях и имплантате.

1. Методика численного решения

Для численного анализа напряженно-деформированного состояния в работе используется прямой вариант МГИУ [17]. Двумерная составная конструкция моделируется набором однородных подобластей. Такой подход позволяет рассматривать соединения различных материалов в конструкции, а также условия неидеального соединения между подобластями. Граничное интегральное уравнение (ГИУ) теории упругости для каждой однородной подобласти конструкции без учета массовых сил и температурных воздействий имеет вид [17]

$$c_{ij}(p)u_i(p) = \int_{\Gamma} [G_{ij}(p, q)t_i(q) - F_{ij}(p, q)u_i(q)]d\Gamma(q), \quad i, j = 1, 2, \quad (1)$$

где точки p и q принадлежат границе подобласти Γ , $u_i(q)$ — перемещения и $t_i(q)$ — усилия на границе подобласти, $c_{ij}(p)$ — функции, зависящие от локальной геометрии границы подобласти в точке p . Функции $G_{ij}(p, q)$ и $F_{ij}(p, q)$ являются фундаментальными решениями Кельвина для задачи теории упругости (плоская деформация) [17].

На участках идеального контакта подобластей полагаем, что выполняются условия непрерывности для перемещений и равновесия для усилий (k и n — номера соседних подобластей)

$$u_i^k(p) = u_i^n(p), \quad t_i^k(p) = -t_i^n(p). \quad (2)$$



Для численного решения ГИУ используются изопараметрические квадратичные граничные элементы. Дискретизация границ подобластей и аппроксимация переменных позволяет заменить вычисление интегралов по всей поверхности подобласти в ГИУ (1) суммой интегралов по совокупности граничных элементов, представляющих поверхность подобласти, и получить для каждой точки коллокации p дискретное представление ГИУ. Сингулярное поведение фундаментальных решений в ГИУ (1) проявляется в основном при вычислении интегралов по элементам, содержащим точку коллокации p . Ввиду этого рассматривается два случая расположения точки p : а) $p \notin e$; б) $p \in e$, здесь e — граничный элемент, по которому выполняется интегрирование. В первом случае интегрирование выполняется по квадратурным формулам Гаусса – Лежандра с учетом сгущения точек интегрирования в направлении точки коллокации. При $p \in e$ фундаментальное решение плоской задачи теории упругости для перемещений $G_{ij}(p, q)$ содержит слабую логарифмическую особенность и интегралы в дискретном представлении ГИУ, содержащие эту функцию, вычисляются с использованием квадратурной формулы с логарифмической весовой функцией. Фундаментальное решение для поверхностных усилий $F_{ij}(p, q)$ содержит сильную особенность, и вычисление суммы соответствующих интегралов и параметра $c_{ij}(p)$ выполняется косвенным путем, исходя из смещения тела как жесткого целого (см. описание алгоритма численного интегрирования для двумерных и пространственных задач в [18]). Обходя последовательно узловые точки границ всех подобластей, получаем систему дискретных ГИУ для всей конструкции. Учет граничных условий на внешних границах подобластей и дополнительных условий на участках соединения подобластей (2) позволяет получить из системы дискретных ГИУ для всех подобластей конструкции систему линейных алгебраических уравнений для определения узловых неизвестных задачи. Методика численного решения ГИУ реализована в комплексе программ «МЕГРЭ» (МЕтод ГРаничных Элементов) [18–20], который использован для получения результатов, приведенных в данной статье.

При резорбции костной ткани вблизи имплантата происходит формирование полости (лунки резорбции) между имплантатом и костью, приводящее к обнажению верхней части имплантата. Расчет напряженно-деформированного состояния имплантата и окружающих костных тканей с учетом резорбции выполнен в постановке плоского деформированного состояния и состоял из двух этапов: 1) анализа всей конструкции имплантата со сглаженным винтовым соединением между имплантатом и окружающими костными тканями; 2) исследования распределения напряжений в винтовом соединении в зоне сцепления имплантата с костной тканью. Лунка резорбции между имплантатом и костной тканью моделировалась как клиновидное отслоение кости в верхней части имплантата. Расчеты выполнены при допущении, что костная ткань является изотропным и однородным упругим материалом. Значения модулей упругости кортикальной и губчатой костных тканей изменяются в достаточно широком диапазоне [21]. При выполнении данного исследования полагалось, что модуль упругости губчатой костной ткани — $E_s = 0.5$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu_s = 0.35$, а модуль упругости кортикальной костной ткани — $E_c = 18$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu_c = 0.3$. Полагалось, что коронка имплантата является керамической ($E_k = 70$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu_k = 0.19$), остальные части имплантата изготовлены из титана ($E_t = 110$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu_t = 0.3$).

Результаты расчетов представлены в виде распределений интенсивности напряжений по границам подобластей расчетной модели. Интенсивность напряжений (эквивалентные напряжения, напряжения по Мизесу) для состояния плоской деформации определяется как $\sigma_i = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$, где $\sigma_{1,2,3}$ — главные напряжения.

2. Анализ влияния резорбции костной ткани на напряженное состояние на полной конструкции имплантата

Полная конструкция разборного имплантата включает в себя собственно имплантат (искусственный корень, внедряемый в костную ткань десны), керамическую коронку с каркасом и соединительные детали (абатмент и винт). Расчетная модель данного этапа (содержит 7 подобластей) с учетом резорбции костной ткани, с указанием вида нагрузки и граничных условий, а также увеличенное изображение верхней части модели представлены на рис. 1 (для удобства графического представления

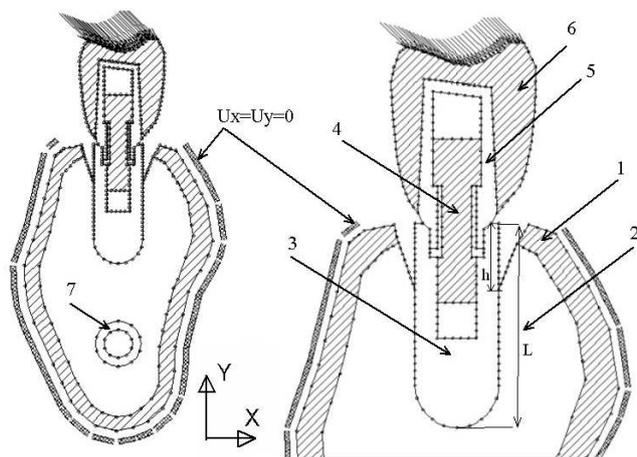


Рис. 1. Дискретизация границ подобластей имплантата и костных тканей, действие наклонной нагрузки, глубина зоны резорбции между имплантатом и костью $h/L = 1/3$, семь подобластей (1 — внешний слой кортикальной кости; 2 — губчатая кость; 3 — имплантат; 4 — винт; 5 — абатмент; 6 — керамические коронка и каркас; 7 — кортикальная стенка канала), 1166 узлов во всей модели

Fig. 1. Boundary elements discretization of the implant and surrounding bone tissues under inclined load application, bone resorption cavity depth $h/L = 1/3$, seven subregions (1 — external layer of the cortical bone; 2 — spongy bone; 3 — implant, 4 — screw; 5 — abutment; 6 — crown and framework; 7 — cortical wall of the channel), total 1166 nodes

кортикальной кости полагалось равным толщине слоя этой кости. Расчетные модели были сформированы для двух случаев глубины h лунки резорбции между имплантатом (подобласть 3) и костными тканями — $h/L = 1/3$ (см. рис. 1) и $h/L = 1/2$.

Сжимающая нагрузка величиной $p = 6$ МПа, соответствующая усилию жевания (по результатам работы [22]), прикладывалась к окклюзионной поверхности коронки в двух вариантах (в вертикальном направлении и под углом 45° к вертикали) (см. рис. 1, зона б). По внешней границе кортикальной кости (рис. 1, зона 1) заданы нулевые перемещения (за исключением участков, примыкающих к корню имплантата). Заштрихованная тонкая зона показывает область заданных нулевых перемещений по внешней границе кортикальной кости (это обозначение только на рисунке, не

внешний слой кортикальной кости, винт, каркас и коронка заштрихованы). Три подобласти моделируют костные ткани: подобласть 1 — внешний слой кортикальной кости (средняя толщина слоя 1.7 мм), подобласть 2 — губчатая кость — основная часть костной ткани челюсти; подобласть 7 — слой кортикальной кости толщиной 1 мм, формирующий стенки нижнечелюстного канала диаметром 3 мм. Остальные подобласти модели соответствуют элементам конструкции имплантата (длина цилиндрической части имплантата $L = 14$ мм, подобласть 3). Между всеми соединенными элементами модели полагается выполнение условий идеального сцепления, включая зону соединения цилиндрической части имплантата и губчатой костной ткани (полная остеоинтеграция). Полость, образующаяся при резорбции, моделируется как клиновидное отслоение костных тканей от верхней части имплантата на участке глубиной h , расстояние от верхнего края поверхности имплантата до верхнего края



является частью модели). При площади контактной поверхности коронки $S \approx 1 \text{ см}^2$ заданное усилие p соответствует приложенной силе $F \approx 600 \text{ Н}$.

Анализ результатов расчетов показал, что при резорбции костной ткани происходит значительное перераспределение напряжений вблизи имплантата. Напряжения в кортикальной костной ткани снижаются, в губчатой — возрастают (таблица).

Максимальные эквивалентные напряжения в костных тканях (МПа)

Table. Maximum equivalent stresses in the bone tissues (MPa)

Глубина лунки резорбции	Нормальная нагрузка		Наклонная нагрузка	
	Кортикальная кость	Губчатая кость	Кортикальная кость	Губчатая кость
Нет резорбции	69.	2.6	76.1	4.3
1/3 высоты имплантата	18.6	16.7	16.9	28.4
1/2 высоты имплантата	7.0	22.4	19.5	45.2

Распределение интенсивности напряжений по границе губчатой кости с учетом резорбции ($h/L = 1/3$) приведено на рис. 2 для нормальной и наклонной нагрузок. При нормальной нагрузке максимальные напряжения наблюдаются у основания лунки, образовавшейся при резорбции костной ткани, в зоне контакта губчатой кости и имплантата (рис. 2, а). При наклонной нагрузке значительные напряжения, вызванные изгибом, возникают также в зоне контакта губчатой кости и основания имплантата (рис. 2, б).

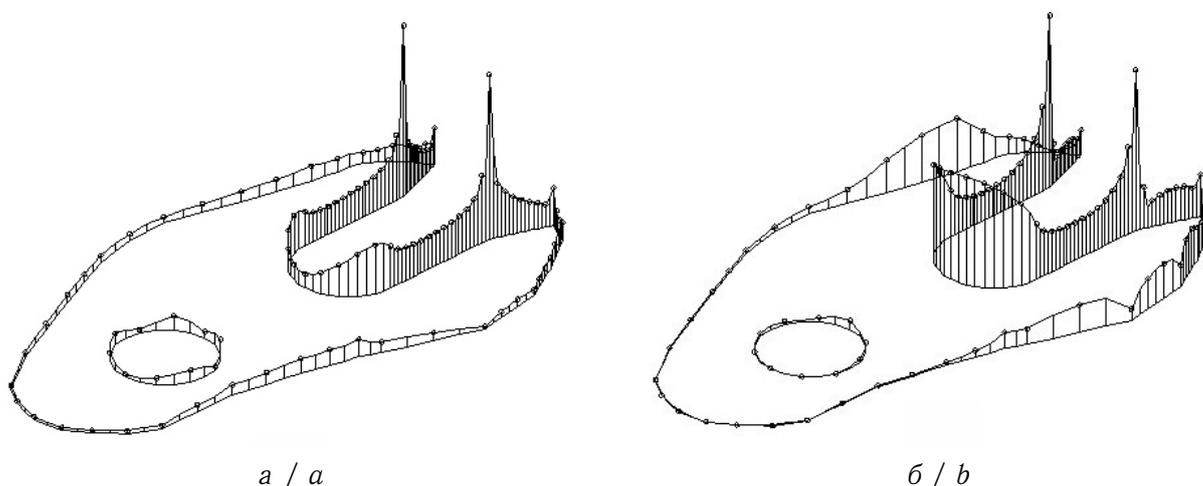


Рис. 2. Интенсивность напряжений σ_i вдоль контура губчатой кости, $h/L = 1/3$: а — нормальная нагрузка на коронку, $\sigma_{i,\max} = 16.7 \text{ МПа}$; б — наклонная нагрузка на коронку, $\sigma_{i,\max} = 28.4 \text{ МПа}$

Fig. 2. Stresses intensity σ_i along the spongy bone contour, $h/L = 1/3$: a is normal load on the crown, $\sigma_{i,\max} = 16.7 \text{ МПа}$; b is inclined load on the crown, $\sigma_{i,\max} = 28.4 \text{ МПа}$

Увеличение глубины лунки резорбции на 50% (до $h/L = 1/2$) приводит к значительному возрастанию максимальных напряжений в губчатой кости (рис. 3).

Для оценки влияния модуля упругости губчатой костной ткани на величину максимума интенсивности напряжений выполнена серия расчетов при различных значениях модуля упругости кортикальной кости (рис. 4). При возрастании модуля упругости губчатой кости (что соответствует увеличению ее плотности) величина эквивалентных напряжений возрастает, если $E_s > 3 \text{ ГПа}$. При меньших значениях

модуля упругости губчатой кости ($0.5 \leq E_s \leq 3$, ГПа) величина максимальных эквивалентных напряжений меняется слабо и практически не зависит от модуля упругости кортикальной кости.

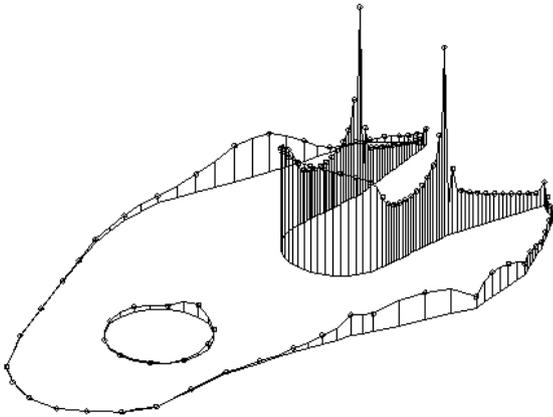


Рис. 3. Интенсивность напряжений σ_i вдоль контура губчатой кости, $h/L = 1/2$, наклонная нагрузка на коронку, $\sigma_{i,\max} = 45.2$ МПа
Fig. 3. Stresses intensity σ_i along the spongy bone contour, $h/L = 1/2$, inclined load on the crown, $\sigma_{i,\max} = 45.2$ МПа

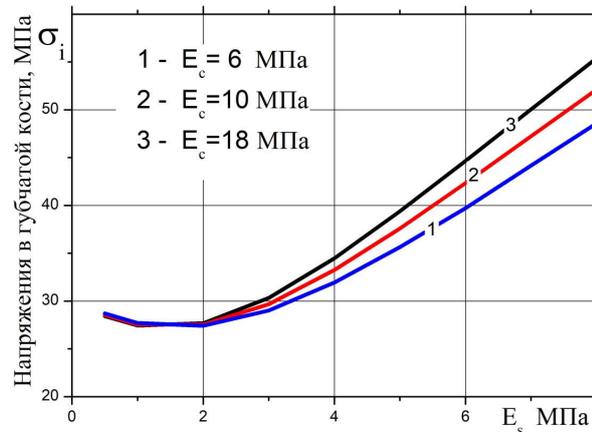


Рис. 4. Максимальные напряжения σ_i в губчатой кости, $h/L = 1/3$, наклонная нагрузка на коронку

Fig. 4. Maximum stresses σ_i in the spongy bone, $h/L = 1/3$, inclined load on the crown

3. Напряженное состояние при резорбции с учетом формы винтового соединения имплантата и костной ткани

Исследование влияния резорбции костной ткани на напряженное состояние вблизи имплантата выполнено на модели винтового соединения имплантата и костной ткани. Внешняя часть конструкции (коронка и абатмент) отсечена, и нагрузка прикладывалась непосредственно к имплантату. Полагалось, что углубления в губчатой кости, образующиеся при внедрении имплантата в костную ткань, соответствуют резьбе на имплантате. Предполагалось также, что на границе имплантата и кости выполняются условия идеального соединения, что соответствует полной остеоинтеграции в системе кость – имплантат. Форма поперечного сечения выступов винтового соединения, канавок между витками резьбы на имплантате и форма углублений в кости моделировались как равносторонний треугольник со стороной $a = 0.93$ мм (при 12 зубцах по длине $L = 14$ мм имплантата). Радиус закругления вершин зубцов и впадин между витками (r) принимался равным половине радиуса окружности R , вписанной в равносторонний треугольник со стороной a : $R = 0.5a \cdot \operatorname{tg}(30^\circ)$, $r = 0.5R$. Расчеты выполнены при нормальной и наклонной нагрузках. Модель состояла из трех подобластей, представляющих костные ткани (кортикальную и губчатую) и внедряемую в костную ткань винтовую часть имплантата (рис. 5). Граничные условия (зоны закрепления) показаны на рисунке тонкой штриховой полосой, так же как на рис. 1. Сжимающая нагрузка $p = 10$ МПа прикладывалась по нормали и под углом 45° к плоскости сечения имплантата в предположении, что нагрузка, приложенная к верхней части коронки, передается на сечение имплантата (ширина сечения $d = 5.68$ мм).

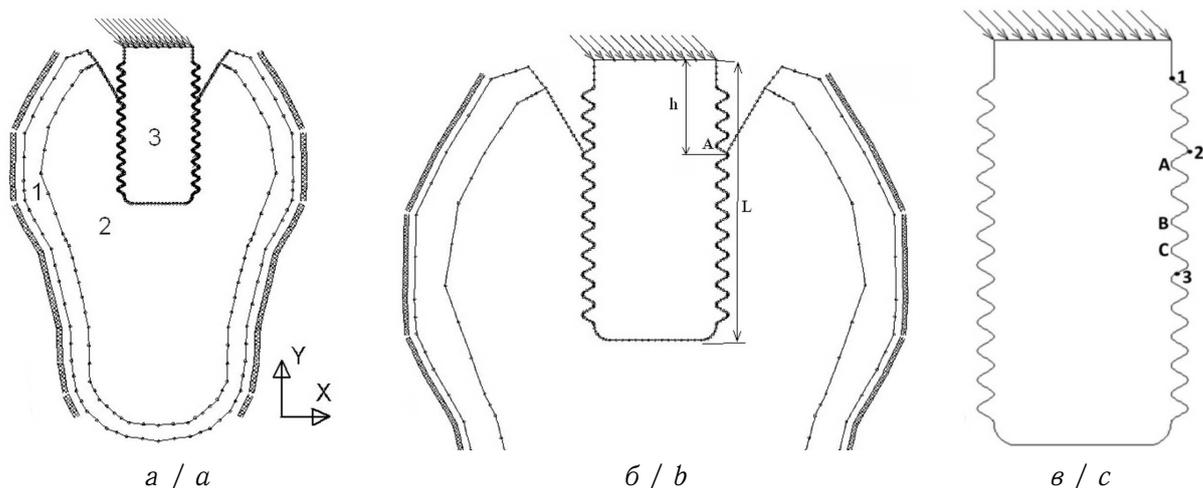


Рис. 5. Дискретизация границ подобластей имплантата и костных тканей с учетом винтового соединения, действие наклонной нагрузки, глубина зоны резорбции $h/L = 1/3$, три подобласти, 1740 узлов во всей модели: а — модель целиком (1 — кортикальная кость; 2 — губчатая кость, 3 — имплантат); б — зона резорбции в увеличенном масштабе; в — имплантат, А, В, С — положения максимумов напряжений при различной глубине зоны резорбции

Fig. 5. Boundary elements discretization with screw joint of the implant and surrounding bone tissues under inclined load application, bone resorption cavity depth $h/L = 1/3$, three subregions, total 1740 nodes: a is the whole model (1 is cortical bone; 2 is sponge bone; 3 is implant root); b is enlarged resorption zone; c is implant, A, B, C is positions of stresses maximum for different resorption cavity depths

Увеличение нагрузки выполнено для учета изгибающего момента, возникающего ввиду несимметрии коронки. Как и в разделе 2, зона резорбции моделируется как клиновидное отслоение костных тканей от верхней части имплантата на участке глубиной h . Расчеты выполнены для трех вариантов глубины лунки резорбции костной ткани — $h/L = 1/3$ (см. рис. 5), $h/L = 1/2$ и $h/L = 0.6$. Расстояние от края имплантата до верхнего края кортикальной кости полагалось равным радиусу имплантата $0.5d = 2.84$ мм для всех вариантов глубины лунки резорбции.

Распределения интенсивности напряжений по границе губчатой кости при учете винтовой формы соединения имплантата и костной ткани для нормальной и наклонной нагрузок приведены на рис. 6. При нормальной нагрузке максимальные эквивалентные напряжения наблюдаются у основания лунки, образовавшейся при резорбции кости, в зоне контакта губчатой кости и имплантата. Значительные напряжения возникают также в зоне контакта губчатой кости с нижней частью имплантата (рис. 6, а). При наклонной нагрузке ввиду наличия изгиба интенсивность напряжений значительно возрастает. Максимальные эквивалентные напряжения также наблюдаются у основания лунки, образовавшейся при резорбции кости, в области контакта губчатой кости и имплантата в зоне действия сжимающих напряжений. Напряжения у основания лунки резорбции со стороны растяжения меньше максимальных значений эквивалентных напряжений со стороны сжатия на 3–5% (рис. 6, б). В области контакта губчатой кости с нижней частью имплантата (рис. 6, б) эквивалентные напряжения значительно ниже максимальных величин.

Резорбция костной ткани приводит к значительному перераспределению напряжений в имплантате. Напряжения по границе модели импланта при нормальной нагрузке при учете резорбции приведены на рис. 7, а. В результате резорбции кости положение

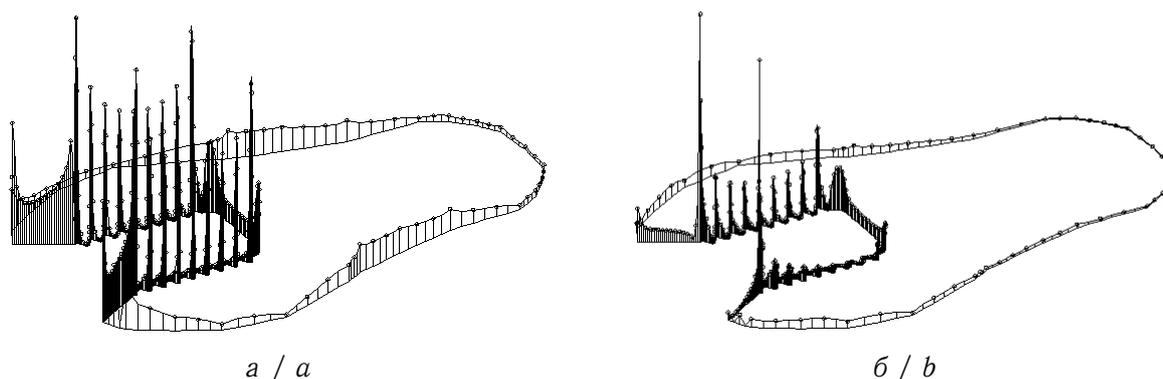


Рис. 6. Интенсивность напряжений σ_i вдоль контура губчатой кости, $h/L = 1/3$, учет винтового соединения: *a* — нормальная нагрузка, $\sigma_{i,\max} = 14.7$ МПа; *б* — наклонная нагрузка, $\sigma_{i,\max} = 62.4$ МПа

Fig. 6. Intensity of stresses σ_i along the spongy bone contour, $h/L = 1/3$, screw joint modelling: *a* is normal load, $\sigma_{i,\max} = 14.7$ МПа; *b* is inclined load, $\sigma_{i,\max} = 62.4$ МПа

максимума напряжений в имплантате смещается от верхней части имплантата (где располагается при отсутствии резорбции, см. [14]) и наблюдается у основания лунки резорбции. Распределение напряжений по контуру модели имплантата при наклонной нагрузке и учете резорбции костной ткани представлено на рис. 7, б. При действии наклонной нагрузки максимальные значения напряжений в имплантате (так же как и в губчатой кости) наблюдаются у основания лунки резорбции со стороны сжатия, и величина максимальных напряжений значительно выше, чем при отсутствии резорбции. При увеличении глубины лунки резорбции максимальные напряжения значительно возрастают.

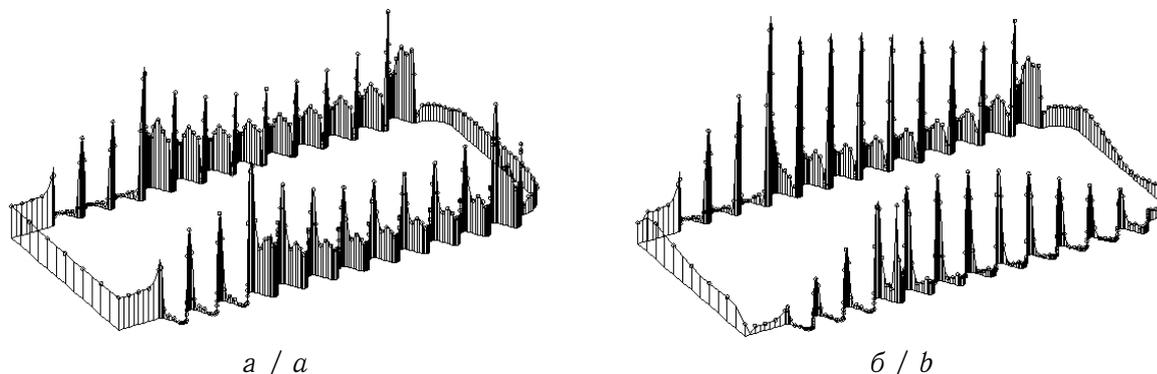


Рис. 7. Интенсивность напряжений σ_i вдоль контура имплантата, $h/L = 1/3$, учет винтового соединения: *a* — нормальная нагрузка, $\sigma_{i,\max} = 37.1$ МПа; *б* — наклонная нагрузка, $\sigma_{i,\max} = 107.7$ МПа

Fig. 7. Intensity of stresses σ_i along the implant contour, $h/L = 1/3$, screw joint modelling: *a* is normal load on the implant, $\sigma_{i,\max} = 37.1$ МПа; *b* is inclined load on the implant, $\sigma_{i,\max} = 107.7$ МПа

Анализ результатов расчетов при учете формы винтового соединения имплантата и костной ткани показывает, что, как и при расчете полной конструкции имплантата без учета формы винтового соединения, наблюдается значительное перераспределение напряжений вблизи имплантата при резорбции костной ткани. При увеличении глубины лунки резорбции напряжения в кортикальной костной ткани снижаются, а в губчатой — возрастают, как при нормальной, так и при наклонной нагрузках (рис. 8).



Под действием наклонной нагрузки значительная концентрация напряжений в имплантате наблюдается на стороне сжатия. На рис. 9 приведены графики интенсивности напряжений на стороне сжатия вдоль контура имплантата для трех рассмотренных вариантов глубины лунки резорбции. За начало отсчета длины контура принята точка 1 на поверхности имплантата (см. рис. 5, в) и на рис. 9 представлены распределения интенсивности напряжений на участке поверхности имплантата между точкам 2 и 3 (расстояние от точки 1 до точки 2 вдоль контура модели $s \approx 3.6$ мм, точка 3 расположена на выступе имплантата, следующем после линии контакта между губчатой костью и имплантатом при $h/L = 0.6$).

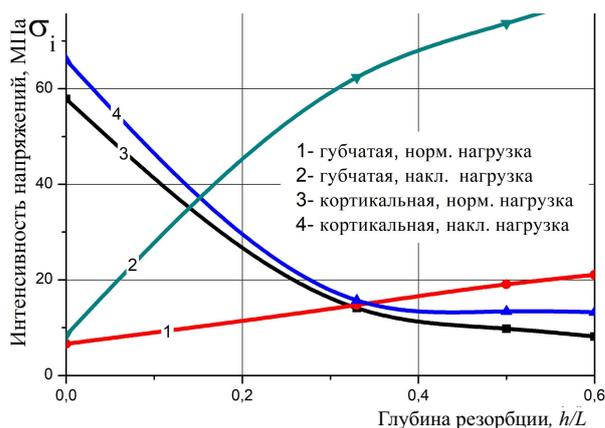


Рис. 8. Винтовое соединение, максимальные напряжения в костной ткани при изменении глубины лунки резорбции h/L
 Fig. 8. Screw join, maximum stresses in the bone tissues; resorption cavity depth h/L variation

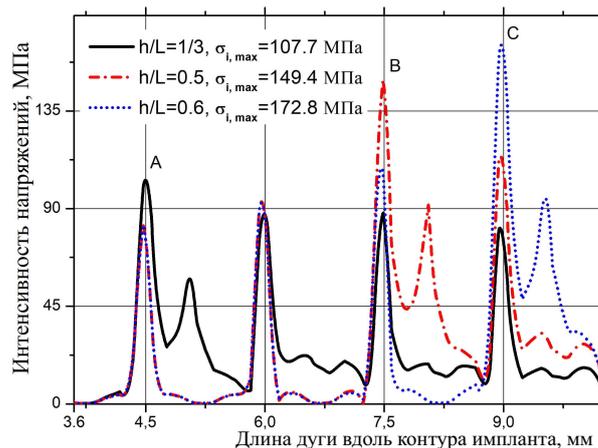


Рис. 9. Распределение напряжений вдоль части винтовой поверхности имплантата, наклонная нагрузка
 Fig. 9. Stresses along the part of screw implant surface, inclined load

Во всех рассмотренных вариантах глубины лунки резорбции концентрация напряжений наблюдается на дне канавки резьбы, расположенной на имплантате перед линией контакта с губчатой костью. С увеличением глубины лунки резорбции величина максимума напряжений возрастает. Выбор участка поверхности имплантата между точкам 2 и 3 дает возможность представить распределение напряжений для трех рассмотренных вариантов глубины лунки резорбции с указанием их максимальных значений. Точка А (см. рис. 5, б, в и рис. 9) указывает положение максимума при $h/L = 1/3$. Точки В и С, соответствующие максимумам напряжений при $h/L = 1/2$ и $h/L = 0.6$, указаны на рис. 5, в и рис. 9. Отметим, что в губчатой кости, вблизи линии контакта с имплантатом, на дне углубления, образованного при внедрении имплантата в кость, также наблюдаются максимальные напряжения (см. рис. 6).

Максимальные напряжения в костных тканях при учете резорбции, полученные как на полной конструкции имплантата (см. таблицу), так и при учете формы винтового соединения, превышают пределы прочности кортикальной и губчатой костных тканей на растяжение и сжатие (см. [23, 24]). Следует отметить, что представленные результаты получены при достаточно высокой нагрузке на имплантат ($F \approx 600$ Н). По другим оценкам [25], жевательная нагрузка на имплантат не превышает $F \approx 150$ Н, при которой напряжения в костных тканях будут в четыре раза меньше. Но даже в этом случае при наклонном приложении нагрузки максимальные напряжения в



губчатой кости при $h/L = 1/3$ составляют $\sigma_{i,max} \approx 7.1$ МПа, что сравнимо с пределом прочности губчатой кости. При учете концентрации напряжений в винтовом соединении в имплантате имеются зоны высоких напряжений, не превышающих пределов текучести и прочности титана. Действие высоких напряжений приводит к снижению долговечности имплантата, но более вероятным результатом резорбции костных тканей является отторжение имплантата.

Заключение

1. Установлено, что при резорбции костной ткани происходит значительное перераспределение напряжений в костной ткани вблизи имплантата. Максимальные эквивалентные напряжения в кортикальной костной ткани снижаются, в губчатой костной ткани — возрастают.

2. Возрастание напряжений в губчатой кости существенно зависит от степени резорбции костной ткани и при значительной резорбции превышает предел прочности костной ткани.

3. Влияние резорбции костной ткани на напряженное состояние вблизи имплантата наиболее существенно при наклонной нагрузке. В этом случае при резорбции, не превышающей трети высоты имплантата, может наблюдаться деструкция губчатой костной ткани.

4. Высокие напряжения в кортикальной кости в пришеечной зоне контакта этой кости с имплантатом могут являться одной из причин начала резорбции костной ткани. При значительных наклонных нагрузках возможно образование односторонней резорбции кости.

5. Резорбция костной ткани приводит к перераспределению напряжений не только в костном ложе вблизи имплантата, но и в самом имплантате. При значительных наклонных нагрузках максимальные эквивалентные напряжения в имплантате значительно возрастают, что может привести к снижению долговечности имплантата.

Список литературы

1. *Параскевич В. Л.* Дентальная имплантология: Основы теории и практики. 3-е изд. Москва : Медицинское информационное агентство, 2011. 400 с.
2. *Brunski J. B.* Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface // *Clinical Materials*. 1992. Vol. 10, iss. 3. P. 153–201. [https://doi.org/10.1016/0267-6605\(92\)90049-Y](https://doi.org/10.1016/0267-6605(92)90049-Y)
3. *Hashim D., Cionca N.* A comprehensive review of peri-implantitis risk factors // *Current Oral Health Reports*. 2020. Vol. 7, iss. 3. P. 262–273. <https://doi.org/10.1007/s40496-020-00274-2>
4. *Kowalski J., Lapinska B., Nissan J., Lukomska-Szymanska M.* Factors influencing marginal bone loss around dental implants: A narrative review // *Coatings*. 2021. Vol. 11, iss. 7. P. 865–877. <https://doi.org/10.3390/coatings11070865>
5. *Nimbalkar S., Dhattrak P., Gherde C., Joshi S.* A review article on factors affecting bone loss in dental implants // *Materials Today: Proceedings*. 2021. Vol. 43, pt. 2. P. 970–976. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.07.428>
6. *Aydin K., Okten K., Ugur L.* An analytical and numerical approach to the determination of thermal necrosis in cortical bone drilling // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2022. Vol. 38, iss. 10. P. 3640–3644. <https://doi.org/10.1002/cnm.3640>
7. *Kitamura E., Stegaroiu R., Nomura S., Miyakawa O.* Influence of marginal bone resorption on stress around an implant — a three-dimensional finite element analysis // *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005. Vol. 32, iss. 4. P. 279–286. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01413.x>



8. Wolff J., Narra N., Antalainen A.-K., Valasek J., Kaiser J., Sandor G. K., Marcian P. Finite element analysis of bone loss around failing implants // *Materials & Design*. 2014. Vol. 61. P. 177–184. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2014.04.080>
9. Linetskiy I., Demenko V., Linetska L., Yefremov O. Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success — a finite element study // *Computers in Biology and Medicine*. 2017. Vol. 91. P. 318–325. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.09.016>
10. Chang Y., Tambe A. A., Maeda Y., Wada M., Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: To what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process // *International Journal of Implant Dentistry*. 2018. Vol. 4. P. 1–14. <https://doi.org/10.1186/s40729-018-0119-5>
11. Buyuk F. N., Savran E., Karpat F. Review on finite element analysis of dental implants // *Journal of Dental Implant Research*. 2022. Vol. 41, iss. 3. P. 50–63. <https://doi.org/10.54527/jdir.2022.41.3.50>
12. Дьяченко Д. Ю., Дьяченко С. В. Применение метода конечных элементов в компьютерной симуляции для улучшения качества лечения пациентов в стоматологии: систематический обзор // *Кубанский научный медицинский вестник*. 2021. Т. 28, № 5. С. 98–116. <https://doi.org/10.25207/1608-6228-2021-28-5-98-116>
13. Wolfe L. A. Stress analysis of endosseous implants using the Boundary Integral Equation (BIE) method // *Journal of Biomedical Engineering*. 1993. Vol. 15, iss. 4. P. 319–323. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(93\)90009-N](https://doi.org/10.1016/0141-5425(93)90009-N)
14. Перельмутер М. Н. Исследование напряженно-деформированного состояния стоматологических имплантатов методом граничных интегральных уравнений // *Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика*. 2018. № 2. С. 83–95. <https://doi.org/10.15593/perm.mech/2018.2.08>
15. Citarella R., Armentani E., Caputo F., Lepore M. Stress analysis of an endosseous dental implant by BEM and FEM // *The Open Mechanical Engineering Journal*. 2012. Vol. 6. P. 115–124. <https://doi.org/10.2174/1874155X01206010115>
16. Perrella M., Franciosa P., Gerbino S. FEM and BEM stress analysis of mandibular bone surrounding a dental implant // *The Open Mechanical Engineering Journal*. 2015. Vol. 9. P. 282–292. <https://doi.org/10.2174/1874155X01509010282>
17. Бенерджи П., Баттерфилд Р. Метод граничных элементов в прикладных науках. Москва : Мир, 1981. 494 с.
18. Перельмутер М. Н. Применение метода граничных элементов при исследовании пространственного напряженного состояния составных конструкций // *Проблемы прочности и динамики в авиадвигателестроении*. Вып. 4 : сб. ст. Москва : ЦИАМ, 1989. С. 74–99. (Труды ЦИАМ. № 1237).
19. Perelmuter M. Boundary element analysis of structures with bridged interfacial cracks // *Computational Mechanics*. 2013. Vol. 51, iss. 4. P. 523–534. <https://doi.org/10.1007/s00466-012-0817-4>
20. Perelmuter M. Analysis of interaction of bridged cracks and weak interfaces // *International Journal of Mechanical Sciences*. 2018. Vol. 149. P. 349–360. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2018.10.011>
21. Odin G., Savoldelli C., Bouchard P.-O., Tillier Y. Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis // *Medical Engineering and Physics*. 2010. Vol. 32, iss. 6. P. 630–637. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.009>
22. Король Д. М., Николов В. В., Оникко Е. Л., Ефименко А. С. Определение интенсивности окклюзионного давления у пациентов на ортопедическом приеме // *Современная медицина: актуальные вопросы*. 2015. № 8–9 (42). С. 40–46. EDN: UINWJH
23. Misch C. E., Qu Z., Bidez M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement //



- Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 1999. Vol. 57. P. 700–706. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(99\)90437-8](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(99)90437-8)
24. Reilly D. T., Burstein A. H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue // Journal of Biomechanics. 1975. Vol. 8, iss. 6. P. 393–405. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
25. Олесова В. Н., Бронштейн Д. А., Лернер А. Я., Олесов Е. Е., Бобер С. А., Узунян Н. А. Напряженно-деформированное состояние в протезной конструкции на дентальном имплантате при цементной фиксации искусственной коронки // Российский журнал биомеханики. 2016. Т. 20, № 4. С. 311–315. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2016.4.02>

References

1. Paraskevich V. L. *Dental'naya implantologiya: Osnovy teorii i praktiki* [Dental Implantology: The Fundamentals of Theory and Practice]. 3rd ed. Moscow, Medical News Agency Publ., 2011. 400 p. (in Russian).
2. Brunski J. B. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 1992, vol. 10, iss. 3, pp. 153–201. [https://doi.org/10.1016/0267-6605\(92\)90049-Y](https://doi.org/10.1016/0267-6605(92)90049-Y)
3. Hashim D., Cionca N. A comprehensive review of peri-implantitis risk factors. *Current Oral Health Reports*, 2020, vol. 7, iss. 3, pp. 262–273. <https://doi.org/10.1007/s40496-020-00274-2>
4. Kowalski J., Lapinska B., Nissan J., Lukomska-Szymanska M. Factors influencing marginal bone loss around dental implants: A narrative review. *Coatings*, 2021, vol. 11, iss. 7, pp. 865–877. <https://doi.org/10.3390/coatings11070865>
5. Nimbalkar S., Dhattrak P., Gherde C., Joshi S. A review article on factors affecting bone loss in dental implants. *Materials Today: Proceedings*, 2021, vol. 43, pt. 2, pp. 970–976. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.07.428>
6. Aydin K., Okten K., Ugur L. An analytical and numerical approach to the determination of thermal necrosis in cortical bone drilling. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 2022, vol. 38, iss. 10, pp. 3640–3644. <https://doi.org/10.1002/cnm.3640>
7. Kitamura E., Stegaroiu R., Nomura S., Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant — a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, vol. 32, iss. 4, pp. 279–286. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01413.x>
8. Wolff J., Narra N., Antalainen A.-K., Valasek J., Kaiser J., Sandor G. K., Marcian P. Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials & Design*, 2014, vol. 61, pp. 177–184. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2014.04.080>
9. Linetskiy I., Demenko V., Linetska L., Yefremov O. Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success — a finite element study. *Computers in Biology and Medicine*, 2017, vol. 91, pp. 318–325. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.09.016>
10. Chang Y., Tambe A. A., Maeda Y., Wada M., Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: To what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *International Journal of Implant Dentistry*, 2018, vol. 4, pp. 1–14. <https://doi.org/10.1186/s40729-018-0119-5>
11. Buyuk F. N., Savran E., Karpat F. Review on finite element analysis of dental implants. *Journal of Dental Implant Research*, 2022, vol. 41, iss. 3, pp. 50–63. <https://doi.org/10.54527/jdir.2022.41.3.50>
12. Dyachenko D. Yu., Dyachenko S. V. Finite element method in computer simulation for improved patient care in dentistry: A systematic review. *Kuban Scientific Medical Bulletin*,



- 2021, vol. 28, iss. 5, pp. 98–116 (in Russian). <https://doi.org/10.25207/1608-6228-2021-28-5-98-116>
13. Wolfe L. A. Stress analysis of endosseous implants using the Boundary Integral Equation (BIE) method. *Journal of Biomedical Engineering*, 1993, vol. 15, iss. 4, pp. 319–323. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(93\)90009-N](https://doi.org/10.1016/0141-5425(93)90009-N)
 14. Perelmuter M. N. Analysis of stress-strain state of dental implants by the boundary integral equations method. *PNRPU Mechanics Bulletin*, 2018, iss. 2, pp. 83–95 (in Russian). <https://doi.org/10.15593/perm.mech/2018.2.08>
 15. Citarella R., Armentani E., Caputo F., Lepore M. Stress analysis of an endosseous dental implant by BEM and FEM. *The Open Mechanical Engineering Journal*, 2012, vol. 6, pp. 115–124. <https://doi.org/10.2174/1874155X01206010115>
 16. Perrella M., Franciosa P., Gerbino S. FEM and BEM stress analysis of mandibular bone surrounding a dental implant. *The Open Mechanical Engineering Journal*, 2015, vol. 9, pp. 282–292. <https://doi.org/10.2174/1874155X01509010282>
 17. Banerjee P. K., Butterfield R. *Boundary Element Methods in Engineering Science*. London, McGraw Hill, 1981. 452 p. (Russ. ed.: Moscow, Mir, 1981. 494 p.).
 18. Perelmuter M. N. Application of the boundary elements method for analysis of 3D stress state of composite structures. *Problemy prochnosti i dinamiki v aviadvigatelestroenii. Vyp. 4. (Trudy TsIAM no. 1237)* [Problems of Strength and Dynamics in Aircraft Engine. Iss. 4. Proceedings of CIAM no. 1237]. Moscow, CIAM, 1989, pp. 74–99 (in Russian).
 19. Perelmuter M. Boundary element analysis of structures with bridged interfacial cracks. *Computational Mechanics*, 2013, vol. 51, iss. 4, pp. 523–534. <https://doi.org/10.1007/s00466-012-0817-4>
 20. Perelmuter M. Analysis of interaction of bridged cracks and weak interfaces. *International Journal of Mechanical Sciences*, 2018, vol. 149, pp. 349–360. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2018.10.011>
 21. Odin G., Savoldelli C., Bouchard P.-O., Tillier Y. Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis. *Medical Engineering and Physics*, 2010, vol. 32, iss. 6, pp. 630–637. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.009>
 22. Korol D. M., Nikolov V. V., Onipko E. L., Efimenko A. S. Determining the intensity of the occlusal pressure in patients at the orthopaedic reception. *Sovremennaya meditsina: aktual'nye voprosy* [Modern Medicine: Topical Issues], 2015, iss. 8–9 (42), pp. 40–46 (in Russian). EDN: [UINWJH](https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2018.10.011)
 23. Misch C. E., Qu Z., Bidez M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1999, vol. 57, pp. 700–706. [https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(99\)90437-8](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(99)90437-8)
 24. Reilly D. T., Burstein A. H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 1975, vol. 8, iss. 6, pp. 393–405. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
 25. Olesova V. N., Bronstein D. A., Lerner A. Y., Olesov E. E., Bober S. A., Uzunyan N. A. Stress-strain state in prosthetic construction on dental implant with cement fixing artificial crown. *Russian Journal of Biomechanics*, 2016, vol. 20, iss. 4, pp. 311–315 (in Russian). <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2016.4.02>

Поступила в редакцию / Received 30.11.2022

Принята к публикации / Accepted 23.01.2023

Опубликована / Published 30.11.2023