

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. DOI: 10.15593/perm.mech/2018.2.08

Perelmuter M.N. Analysis of stress-strain state of dental implants by boundary integral equations method. *PNRPU Mechanics Bulletin*, 2018, no. 2, pp. 83-95. DOI: 10.15593/perm.mech/2018.2.08



ВЕСТНИК ПНИПУ. МЕХАНИКА

№ 2, 2018

PNRPU MECHANICS BULLETIN

<http://vestnik.pstu.ru/mechanics/about/inf/>



DOI: 10.15593/perm.mech/2018.2.08

УДК 539.3

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИМПЛАНТАТОВ МЕТОДОМ ГРАНИЧНЫХ ИНТЕГРАЛЬНЫХ УРАВНЕНИЙ

М.Н. Перельмутер

Институт проблем механики им. А.Ю. Ишлинского РАН, Москва, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 18 апреля 2018 г.
Принята: 27 июня 2018 г.
Опубликована: 29 июня 2018 г.

Ключевые слова:

метод граничных интегральных уравнений, напряженно-деформированное состояние, имплантат, титан, керамика, цементная фиксация, концентрация напряжений.

АННОТАЦИЯ

Метод граничных интегральных уравнений используется для исследования напряженно-деформированного состояния стоматологических имплантатов. Для численного решения граничных интегральных уравнений применяются изопараметрические квадратичные граничные элементы. Методика численного решения реализована в форме комплекса программ для решения задач упругости и термоупругости со смешанными граничными условиями и условиями неидеального соединения подобластей конструкции.

Рассмотрены имплантаты с цементной фиксацией коронки при использовании различных материалов в соединении. Расчёт в двумерной постановке выполнен в два этапа: 1) определение напряженно-деформированного состояния всей конструкции имплантата со сглаженными зубцами в соединении имплантата с костной тканью; 2) исследование концентрации напряжений в винтовом соединении в зоне сцепления имплантата с костной тканью. Расчетная модель первого этапа содержала 7 подобластей, соответствующих элементам конструкции имплантата. На втором этапе исследование концентрации напряжений винтового соединения и костной ткани выполнено на модели винтового соединения имплантата и губчатой кости. Полагалось, что углубления в губчатой кости, образующиеся при внедрении имплантата в костную ткань, соответствуют резьбе на имплантате. Предполагалось также, что происходит формирование полного соединения материалов на границе имплантата и кости.

Первый этап расчета конструкции имплантата с компонентами из различных материалов позволил определить, что наибольшие напряжения возникают в имплантатах с преобладанием компонентов из титана. Оценка величины концентрации напряжений в витках резьбы и в костной ткани получена на втором этапе расчета винтового соединения имплантата и костной ткани. Установлено также, что наибольшие напряжения возникают в зоне первого витка резьбы имплантата.

© ПНИПУ

© Перельмутер Михаил Натанович – доктор физико-математических наук, старший научный сотрудник,
e-mail: perelm@ipmnet.ru

Mikhail N. Perelmuter – Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Senior Researcher, e-mail: perelm@ipmnet.ru



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

ANALYSIS OF STRESS-STRAIN STATE OF DENTAL IMPLANTS BY THE BOUNDARY INTEGRAL EQUATIONS METHOD

M.N. Perelmuter

A.Y. Ishlinsky Institute for Problems in Mechanics, Russian Academy of Sciences, Moscow, Russian Federation

ARTICLE INFO

Received: 18 April 2018
Accepted: 27 June 2018
Published: 29 June 2018

Keywords:

boundary integral equations method, stress-strain state, implant, titanium, ceramics, cement attachment, stress concentration.

ABSTRACT

The boundary integral equations method is applied for the computational analysis of the stresses and strain of dental implants. Isoparametric quadratic boundary elements are used for the numerical solution of the boundary integral equations. The numerical algorithm has been implemented in the form of computer software for solving problems of elasticity and thermoelasticity with mixed boundary conditions and conditions of non-ideal interface between sub-regions of a structure.

The implants with a crown fixed by cement using various materials for the junction were considered. Computations were performed for the plane strain state of the structure and consisted of the two stages. The first stage was the analysis of the whole structure with a smoothed screw in the joint between the implant and bone; the second one was the analysis of stress concentration in the screwed joint at the contact zone between the implant and bone. The model of the first stage contained 7 sub-domains, which are conforming to various parts of the implant. The analysis of the stress concentration of the screw and bone joint is performed at the second stage of this research. It was assumed that those hollows in the spongy bone, which were formed in the bone after the implant's penetration, are conformed to the screw thread on the implant. Also it was assumed that there is the formation of the full materials joint on the boundary line of the implant and bone.

At the first stage of calculations of the implant structure with components made from various materials made it possible to determine, that the greatest stresses occur in implants with a predominant component of titanium. An estimate of the stress concentration in the screw turns of the thread and in the bone tissue was obtained at the second stage of calculating the screw joint of the implant and bone tissue. It was also established that the greatest stresses occur in the zone of the first turn of the thread of the implant screw.

© PNRPU

Введение

Стоматологическая имплантология возникла в 60-е годы XX века благодаря исследованиям остеоинтеграции – приживления титана в костной ткани. Первая в мире имплантация искусственного титанового корня в костную ткань челюсти была проведена в 1965 г. И. Бранемарком в Швеции [1], однако широкое распространение эта методика получила только в 80-е годы [2, 3].

Имплантат – это искусственный корень (металлический или керамический), который внедряется в костную ткань челюсти на месте отсутствующего зуба. Выделяют три вида интеграции имплантата в костную ткань: остеоинтеграция, фиброинтеграция, фиброостеоинтеграция. При остеоинтеграции происходит анатомическое и функциональное прямое соединение между костью и поверхностью имплантата, через которую передается функциональная нагрузка. Именно при остеоинтеграции поддерживается нормальная жизнедеятельность кости, так как имплантат, передавая механическое напряжение на кость, имитирует реальную нагрузку на кость от корня зуба. Это заставляет «работать» кость и предупреждает её атрофию, которая происходит при утрате зубов. Если в зоне контакта костной ткани с поверхностью имплантата образуется соединительная прослойка – происходит фиброинтеграция. К фиброостеоинтеграции относятся случаи, когда на

части границы между костной тканью и поверхностью имплантата происходит остеоинтеграция, а на части – фиброинтеграция.

Титан – один из немногих металлов, которые обладают способностью к приживлению в костной ткани (остеоинтеграции). Благодаря относительно невысокой стоимости он широко используется в протезировании. Свойство остеоинтеграции имеют также некоторые керамические материалы, например, диоксид циркония.

Имплантированный зуб состоит, как правило, из нескольких частей: самого имплантата, абатмента, коронки, а также, в зависимости от конструкции, элементов крепления между частями. Абатмент – это переходный элемент, соединяющий имплантат с коронкой. Установлено, что наиболее эффективна винтовая самонарезающаяся конструкция имплантатов, которые отличаются формой резьбы, видом покрытия, а также могут быть разборными/неразборными [3].

Современные стоматологические имплантаты являются сложными механическими конструкциями, содержащими соединения различных материалов. Проектирование таких изделий требует как экспериментального, так и механико-математического моделирования. Моделирование является также необходимым этапом для оценки механической прочности имплантатов при реальных стоматологических нагрузках. Для механико-математического моделирования различных аспектов,

связанных с применением стоматологических имплантатов, в последние десятилетия используется метод конечных элементов (МКЭ). Отметим некоторые недавние исследования [4–14], где также имеется библиография работ прошлых лет.

Метод граничных интегральных уравнений (МГИУ) имеет ряд преимуществ по сравнению с МКЭ. Поскольку граничные интегральные уравнения (ГИУ) содержат только граничные значения переменных задачи, то при численном решении выполняется дискретизация только поверхности (границы – в двумерном случае) расчетной модели, что является одним из основных преимуществ данного метода перед МКЭ, при использовании которого необходимо разбиение на элементы всего объема тела. Совокупность методов численного решения ГИУ объединяется общим названием – метод граничных элементов (МГЭ) [15]. В теории упругости наиболее эффективно применение МГИУ в задачах, для решения которых достаточно информации о значениях перемещений и напряжений только на поверхности конструкции. Такого рода задачи возникают при исследовании концентрации напряжений; в механике разрушения; при расчете контактного взаимодействия; при оптимизации формы конструкций. Отметим также, что 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 [16]. Упрощается также взаимодействие между вычислительными программами и системами автоматизированного проектирования при описании поверхности конструкции. В задачах стоматологической биомеханики МГИУ использовался для анализа напряженного состояния соединения гладкого имплантата и костной ткани [17]. Сравнительный анализ применения МКЭ и МГИУ при исследовании напряженно-деформированного состояния имплантатов выполнен в работах [18–19]. Задачи оптимизации с использованием метода ГИУ рассмотрены в работе [20] на примере оптимизации формы зубного протеза.

Ввиду ограниченных возможностей ЭВМ, недостаточной степени разработки программного обеспечения и сложности геометрического описания поверхности имплантата на начальном этапе применения этих методов использовались двумерные модели. На данном этапе развития программно-технических средств решение использовать двумерную или трёхмерную расчётную модель зависит от многих взаимосвязанных факторов, таких как цель исследования, сложность описания геометрии и, наконец, затраты времени на подготовку исходной информации для расчёта (в трёхмерном случае используются специальные САПР, связанные с установками компьютерной томографии). Отметим, что дефекты при описании поверхности имплантата могут приводить к заметным погрешностям при использовании трёхмерных моделей. Использо-

вание двумерных моделей (особенно в МГИУ с описанием геометрии только границы области) имеет ряд преимуществ: возможность многовариантных расчётов при сравнении механических характеристик имплантатов, изготовленных из различных материалов, исследование концентрации напряжений и оптимизация конструкций. Отметим также, что использование двумерных моделей даёт, как правило, консервативную оценку для напряжений [4].

Наряду с титановыми сплавами, керамические материалы (в основном, диоксид циркония) все более широко применяются при изготовлении стоматологических имплантатов [21–23]. В данной работе МГИУ применяется для расчета напряженно-деформированного состояния стоматологического имплантата с цементной фиксацией коронки при использовании различных материалов (титана и керамики) в соединении. При цементной фиксации абатмент крепится к имплантату посредством винта. После этого коронка вместе с каркасом фиксируется на абатмент с помощью специального цемента [3]. Расчёт выполнен в постановке плоской деформации и состоял из двух этапов: 1) расчёта составной конструкции имплантата со сглаженными зубцами; 2) исследования деталей распределения напряжений в винтовом соединении в зоне сцепления имплантата с костной тканью.

1. Граничные интегральные уравнения теории упругости для кусочно-однородных областей

Для численного анализа напряженно-деформированного состояния используем прямой вариант МГИУ [15]. Двумерную составную конструкцию моделируем набором однородных подобластей. Такой подход позволяет рассматривать трещины на границе соединения различных материалов и учитывать условия неидеального соединения между подобластями [24–26]. Без учета массовых сил и тепловых воздействий ГИУ теории упругости для каждой однородной подобласти конструкции в системе координат $X_1O X_2$ и тензорных обозначениях имеют вид [15]

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

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 в точке p , для гладкой границы $c_{ij}(p) = 0,5\delta_{ij}$. Функции $G_{ij}(q,p)$ и $F_{ij}(q,p)$ являются фундаментальными решениями Кельвина для задачи теории упругости (плоская деформация) [15].

$$G_{ij}(q,p) = -\frac{1+\nu}{4\pi E(1-\nu)}((3-4\nu)\delta_{ij} \ln r - r_{,i}r_{,j}), \quad (2)$$

$$F_{ij}(q, p) = -\frac{1}{4\pi(1-\nu)r^2} \times \left[\frac{\partial r}{\partial n} \left((1-2\nu)\delta_{ij} + 2r_{,i}r_{,j} \right) + (1-2\nu)(r_{,j}n_i - r_{,i}n_j) \right], \quad (3)$$

где E – модуль упругости; ν – коэффициент Пуассона материала подобласти и $r = r(q, p)$ – расстояние между точками q и p на границе подобласти.

Дифференцирование в выражениях (2)–(3) выполняется по координатам точки q :

$$r_{,i} = \frac{\partial r}{\partial x_{qi}} = \frac{x_{qi} - x_{pi}}{r}, \quad r = \sqrt{(x_{1q} - x_{1p})^2 + (x_{2q} - x_{2p})^2}.$$

Производная по направлению вектора внешней нормали в точке q в выражении (3) определяется как $\frac{\partial r}{\partial n} = r_{,k}n_k$, где n_k – компоненты вектора внешней нормали в точке q . Выражения (2)–(3) будут справедливы также для плоского напряженного состояния при замене параметров E, ν на E_1, ν_1 :

$$\nu_1 = \frac{\nu}{1+\nu}, \quad E_1 = E(1-\nu_1^2).$$

Полагаем, что на участках идеального контакта подобластей выполняются условия непрерывности для перемещений и равновесия для усилий (k и n – номера соседних подобластей):

$$u_i^k(q) = u_i^n(q), \quad t_i^k(q) = -t_i^n(q). \quad (4)$$

Дополнительные условия (заменяющие условия (4)) используются при моделировании неидеального соединения подобластей (обобщенный закон деформирования связей) [25–26]:

$$t_i(q) = \kappa_i(q, \sigma) \Delta u_i(q), \quad \Delta u_i(q) = u_i^k - u_i^n, \quad (5)$$

$$\kappa_i(q, \sigma) = \gamma_i(q, \sigma) \frac{E_b}{H}.$$

Здесь $i = 1, 2$ соответствует касательному и нормальному направлениям в точке q границы соединения подобластей; $\kappa_i(q, \sigma)$ – жесткость связей между подобластями; $\gamma_i(q, \sigma)$ – безразмерная функция, зависящая от положения точки q на участке соединения материалов и натяжения связей; H – линейный размер, пропорциональный толщине зоны неоднородности на участке соединения материалов; E_b – эффективный модуль упругости связей; σ – модуль вектора усилий в связях. Если жесткость связей не зависит от натяжения связи, то зависимости (5) определяют линейно-упругий закон деформирования связей.

Для численного решения ГИУ используем изопараметрические квадратичные граничные элементы. Дискретизация границ подобластей и аппроксимация пере-

менных 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. При этом возникает необходимость вычисления интегралов вида

$$J_k(p) = \int_{\Gamma_e} Z(q(\xi), p) N_k(\xi) d\Gamma_e, \quad (6)$$

где p – точка коллокации, для которой формируется дискретное представление ГИУ; $|\xi| \leq 1$ – параметрическая координата в пределах элемента; $Z(q(\xi), p)$ – какая-либо компонента фундаментального решения ГИУ (1); $N_k(\xi)$ – функция формы узла с номером k ($k = 1, 2, 3$) граничного элемента e ,

$$N_1(\xi) = -0,5\xi(1-\xi), \quad N_2(\xi) = 1-\xi^2, \quad N_3(\xi) = 0,5\xi(1+\xi).$$

Сингулярное поведение фундаментальных решений (2)–(3) проявляется в основном при вычислении интегралов вида (6) 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 подынтегральные функции в (6) ограничены, и 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 $G_{ij}(q, p)$ 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 $F_{ij}(q, p)$ 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 [16]).

Обходя последовательно узловые точки границ всех подобластей, получаем дискретное представление ГИУ. Учет граничных условий на внешних частях подобластей и дополнительных условий (4)–(5) позволяет получить из системы дискретных ГИУ для всех подобластей конструкции систему линейных алгебраических уравнений (СЛАУ) для определения узловых неизвестных задачи. Методика численного решения ГИУ реализована в комплексе программ "МЕГРЭ" (Метод ГРаничных Элементов) [16, 25, 26], который может быть использован для решения широкого круга научных и приклад-

ных задач при механической нагрузке, а также стационарном и нестационарном тепловом нагружении.

2. Расчет составной конструкции имплантата

Расчетная модель первого этапа содержала 7 подобластей, соответствующих отдельным элементам конструкции имплантата. На рис. 1 показана расчетная модель при сжимающей нагрузке с указанием подобластей и граничных условий (здесь и далее в статье используется система координат XOY , $X \equiv X_1, Y \equiv X_2$, для удобства графического представления внешний слой кортикальной кости, винт, каркас и коронка – заштрихованы). Длина имплантата 14 мм.

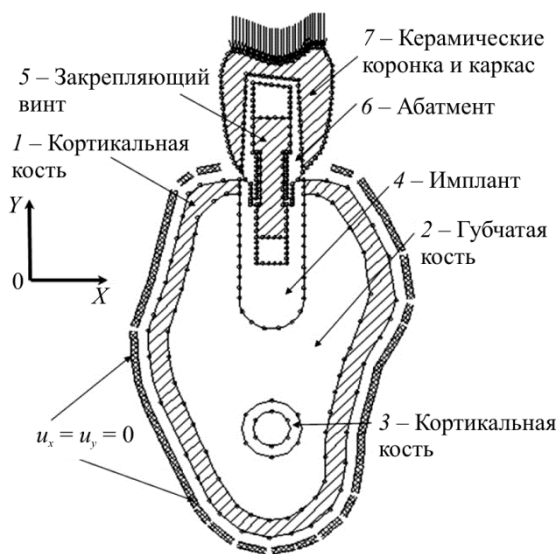


Рис. 1. Гранично-элементная дискретизация имплантата и участка челюсти, сжимающая нагрузка, 7 подобластей, 974 узла

Fig. 1. Boundary element discretization of the implant and a part of the jaw, compressive load, 7 sub-regions, 974 nodes

Толщина слоя стеклоиономерного цемента, используемого для крепления коронки с керамическим каркасом к абатменту, принималась $H = 10^{-5}$ м. Ввиду того, что толщина этого слоя много меньше характерных размеров конструкции, при расчете слой моделируется с использованием условий неидеального контакта подобластей с заданной жесткостью связей (см. выражение (5)). Жесткость связей, заменяющих слой, полагается одинаковой в направлениях нормальном и касательном к границе области,

$$\kappa = \frac{E_b}{H}.$$

Здесь E_b – модуль упругости цемента, $E_b = 20,9$ ГПа; расчет дает жесткость связей $\kappa = 20,9 \cdot 10^{14}$ н/м³. Между всеми остальными соединенными элементами конструкции выполняются условия идеального сцепления (4).

Нагрузка и граничные условия. Нагрузка величиной $p = 6$ МПа прикладывается к окклюзионной поверхности коронки в двух вариантах (в вертикальном направлении и под углом 45°) (см. рис. 1 – зона 7). Величина нагрузки выбрана по данным работы [27]. По внешней границе кортикальной кости (см. рис. 1) заданы нулевые перемещения по направлениям осей координат: $u_x = u_y = 0$ (заштрихованная тонкая зона показывает область заданных нулевых перемещений по внешней границе кортикальной кости, это обозначение не является частью модели). Полагая, что площадь контактной поверхности коронки $s = 1$ см², получаем, что нагрузка-давление $p = 6$ МПа соответствует при таком допущении приложенной силе $F = p \cdot s = 600$ Н. Механические свойства материалов (см. [28, 29]) приведены в табл. 1.

Таблица 1

Механические характеристики материалов имплантатов и костной ткани

Table 1

Mechanical characteristics of implant materials and bones

Материал	Модуль упругости E , ГПа	Кoeff. Пуассона	Предел текучести (а), предел прочности (б), МПа
Керамика	70	0,19	320 (б)
Стеклоиономерный цемент	20,9	0,35	120 (б)
Титан	113,8	0,32	880 (а)
Кортикальная кость	18,1	0,2	130 (б)
Губчатая кость	0,49	0,34	5,0 (б)

Рассмотрено четыре варианта сочетания материалов в конструкции (во всех вариантах коронка и каркас – керамические): 1) имплантат – титан; винт – титан; абатмент – титан; 2) имплантат – титан; винт – титан, абатмент – керамика; 3) имплантат – керамика, винт – керамика, абатмент – керамика; 4) имплантат – керамика, винт – титан; абатмент – керамика.

Расчет составной конструкции имплантата выполнялся при 364 узлах (минимальное число, необходимое для описания геометрии конструкции), 718 и 974 узлах на границах всех подобластей. Результаты расчетов в двух последних случаях отличались не более чем на 5–7 %. Для каждого варианта сочетания материалов выполнены расчеты при вертикальной и наклонной нагрузках. При вертикальном нагружении прикладывалось сжимающее давление $p = 6$ МПа. Наклонная нагрузка задавалась в форме двух компонент, действующих по направлениям осей координат $P_x = P_y = p \cos(45^\circ) \approx 4,243$ МПа, так что суммарная величина нагрузки равнялась нагрузке, приложенной в вертикальном направлении.

Эквивалентные напряжения (напряжения по Мизесу) для состояния плоской деформации определяются следующим образом ($\sigma_{1,2,3}$ – главные напряжения):

Таблица 2

Максимальные эквивалентные напряжения в под областях конструкции имплантата при вертикальной (В) и наклонной (Н) нагрузках, МПа

Table 2

The maximums of equivalent stresses in the sub-regions of the implant structure under vertical (В) and inclined (Н) loads, МПа

Область	Вариант 1		Вариант 2		Вариант 3		Вариант 4	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
Корт. кость	75	105	77	103	77	97	75	94
Губч. кость	4	4	4	4	4	4	4	4
Имплантат	162	614	136	619	133	608	127	585
Винт	54	268	50	250	47	259	50	260
Абатмент	123	569	115	566	116	561	107	531
Коронка-каркас	18	77	22	92	26	104	21	88

Таблица 3

Максимальные перемещения в под областях конструкции имплантата при вертикальной (В) и наклонной (Н) нагрузках, мкм

Table 3

The maximum displacements in the sub-regions of the implant structure under vertical (В) and inclined (Н) loads, μm

Область	Вариант 1		Вариант 2		Вариант 3		Вариант 4	
	В	Н	В	Н	В	Н	В	Н
Имплантат	11	23	11	24	12	23	12	23
Винт	12	44	12	50	13	60	13	52
Абатмент	13	72	14	93	15	98	14	93
Коронка-каркас	14	93	15	106	16	126	15	120

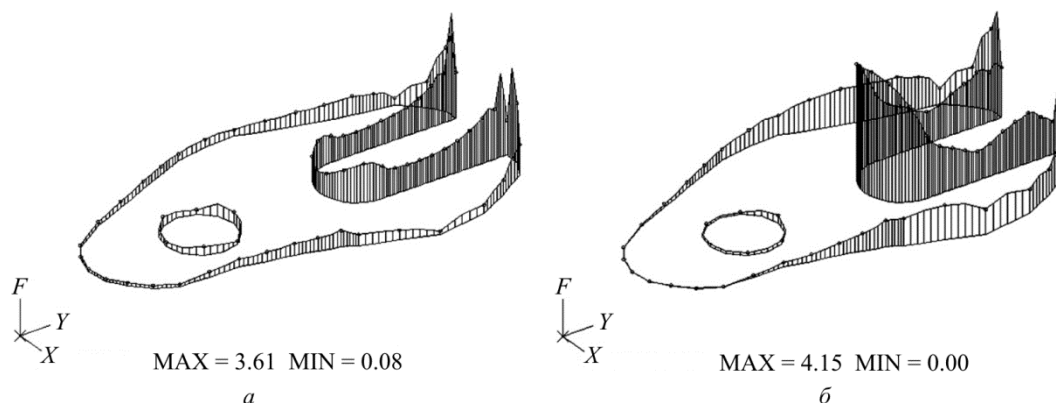


Рис. 2. Распределение эквивалентных напряжений (МПа) по границе губчатой кости, титановый имплантат (вариант расчета 1): а – вертикальная нагрузка; б – наклонная нагрузка
 Fig. 2. Distribution of equivalent stresses (MPa) along the border of the spongy bone, the titanium implant (the version of calculation 1): a) shows the vertical load; b) shows the inclined load

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

В табл. 2 и 3 приведены максимальные эквивалентные напряжения и максимальные смещения в под областях конструкции для расчетной модели, содержащей 974 узла на границах всех под областей.

Из результатов, приведенных в табл. 2, следует, что максимальные напряжения наблюдаются в имплантатах – соответственно 162 МПа (титан) и 133 МПа (керамика). Высокие напряжения также наблюдаются в абатменте – 123 МПа (титан) и 116 МПа (керамика). При этом максимальные напряжения в коронке на титановом им-

плантате (18 МПа) меньше, чем напряжения в коронке на керамическом имплантате (26 МПа). В соединяющем винте, расположенном в средней зоне имплантата, максимальные напряжения составляют 54 МПа (титан) и 47 МПа (керамика). Менее напряженными конструкциями являются модели 3 и 4 с керамическим имплантатом.

В кортикальной костной ткани максимальные напряжения локализуются в пришеечной зоне в области контакта с имплантатом и составляют 75 МПа (титановый имплантат), 77 МПа (керамический имплантат). В губчатой костной ткани напряжения (4 МПа) одинаковы для всех вариантов расчета. Напряжения в губчатой кости значительно меньше ввиду малого модуля

упругости материала губчатой кости. Отметим, что при вертикальной нагрузке максимальные напряжения в губчатой кости наблюдаются в верхней части контакта с имплантатом, а при наклонной нагрузке – в нижней части контакта с имплантатом (рис. 2) (расчётная модель соответствует рис. 1). При приложении наклонной нагрузки напряжения в частях имплантата существенно возрастают (ввиду значительного изгиба).

Так как керамический материал имеет модуль упругости меньше, чем титан, то максимальные смещения в подобластях конструкции имплантата наблюдаются для моделей 3 и 4, а минимальные – для модели 1, содержащей только титановые компоненты (см. табл. 3). Результаты, полученные на первом этапе расчета, качественно согласуются с результатами работ [5, 9]. Отметим, что в стоматологической биомеханике, ввиду большого разнообразия моделей и значительного разброса механических свойств биологических тканей, детальный сравнительный анализ результатов расчётов затруднён [14].

3. Концентрация напряжений в винтовом соединении имплантата и костной ткани

Наиболее распространенная винтовая форма имплантатов позволяет увеличить площадь контакта между имплантатом и костной тканью, оптимизировать передачу нагрузок в зоне контакта кость-имплантат. В сочетании со специальной обработкой поверхности имплантата винтовые имплантаты обеспечивают хорошую остеоинтеграцию на границе соединения имплантат-костная ткань. Винтовой имплантат также позволяет ограничить микросдвиги во время начального этапа заживления и уменьшить сдвиговую нагрузку за счет увеличения областей сжатия вдоль имплантата [30, 31]. Наличие винтового соединения имплантата и костной ткани приводит, как и в технических конструкциях [32], к возникновению концентрации напряжений в областях с резким изменением формы поверхности соединения. Систематические исследования в этом направлении только начинаются. Влияние геометрических параметров имплантата – его длины, диаметра, параметров резьбы: шага, формы и глубины на процесс остеоинтеграции рассматривалось в работах [33–37].

Влияние механических свойств материалов на распределение напряжений в винтовом соединении с учётом концентрации напряжений при использовании керамического и титанового имплантатов рассмотрено ниже. При анализе напряженного состояния винтового соединения имплантата и губчатой костной ткани полагалось: 1) углубления в кости, образующиеся при внедрении имплантата, соответствуют резьбе на имплантате; 2) происходит формирование полного соединения материалов на границе имплантата и кости (остеоинтеграция). Размеры элементов в зоне концентрации напряжений составляли порядка 0,1 радиуса концентратора, что обеспечивает достаточную точность расчётных

результатов (см. [16], где исследована сходимость метода ГИУ при решении двумерных и пространственных задач концентрации напряжений).

Исследование концентрации напряжений в соединении при вертикальной нагрузке. При вертикальной сжимающей нагрузке ввиду симметрии задачи расчёты выполнены на модели половины конструкции имплантата в постановке плоской деформации. Форма поперечного сечения каждого зуба, впадин между витками резьбы на имплантате, а также 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 , $R = 0,5a \cdot \text{tg}(30^\circ)$, $r = 0,5R$. Расчётная модель содержит 4 подобласти (имплантат, губчатая кость, кортикальная кость, канал) с общим числом узлов 1022 (рис. 3). На оси симметрии конструкции (линия MN) полагались равными нулю перемещения вдоль оси OX и усилия вдоль оси OY . На большей части внешней поверхности кортикальной кости (за исключением последнего сегмента, примыкающего к пришеечной области) полагались равными нулю перемещения по направлениям осей координат (узкая штриховая полоса на рис. 3 – указатель граничных условий). Равномерно распределённая сжимающая нагрузка σ_0 прикладывалась к верхнему сечению имплантата.

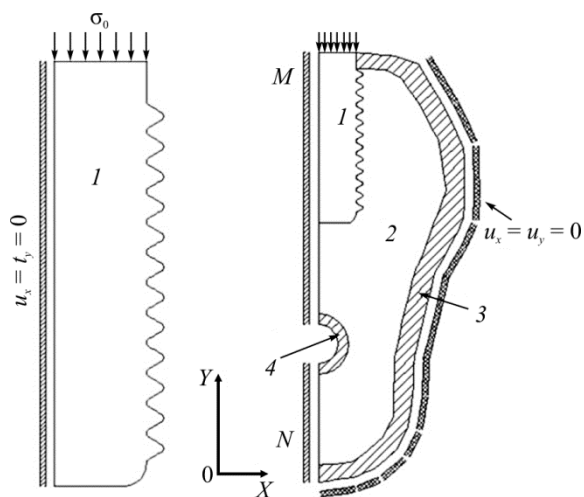


Рис. 3. Расчётная модель соединения имплантата и костной ткани, 4 подобласти, 1022 узла: 1 – имплантат; 2 – губчатая кость; 3, 4 – кортикальная кость

Fig. 3. The computational model of the joint of the implant and the bone tissue, 4 sub-domains, 1022 nodes: 1 – shows the implant; 2 – shows the spongy bone; 3, 4 – show the cortical bone

Распределения относительных эквивалентных напряжений (напряжений, нормированных величиной внешней нагрузки, приложенной к имплантату (σ_i/σ_0), коэффициент концентрации эквивалентных напряжений – ККЭН) при использовании керамического им-

плантата по границам имплантата и губчатой костной ткани приведены на рис. 4. Напряжения по длине имплантата распределены неравномерно. Наибольшая концентрация напряжений наблюдается в зоне первого витка резьбы имплантата. В табл. 4 приведены значения ККЭН для имплантата, губчатой кости и слоя кортикальной кости, примыкающей к шейке имплантата при использовании керамического или титанового имплантатов.

Напряжения в костной ткани также имеют неравномерное распределение, и наибольшие напряжения в губчатой кости не превышают величины внешних напряжений, приложенных к имплантату. Максимальные напряжения в слое кортикальной кости более чем два раза превышают величины нагрузки, приложенной с имплантату (см. табл. 4) и наблюдаются на внешней поверхности кости в зоне смены типа граничных условий (см. рис. 3). Замена материала имплантата на титан не приводит к значительным изменениям в распределении напряжений, что связано с большим различием модулей упругости материалов имплантатов (керамики или титана) и костных тканей. Отметим, что при действии вертикальной сжимающей нагрузки на имплантат на первых трех витках резьбы преобладают

растягивающие напряжения σ_{yy} , а на остальной части имплантата преобладают сжимающие напряжения (рис. 5). Возникновение концентрации напряжений в витках резьбы имплантата в рассматриваемой задаче обусловлено различием модулей упругости имплантатов и костной ткани, что подтверждается расчетом при одинаковых модулях упругости материалов в соединении (рис. 6).

Таблица 4

Коэффициенты концентрации эквивалентных напряжений в подобластях конструкции винтового соединения имплантата и костной ткани, вертикальная нагрузка, σ_i/σ_0

Table 4

Coefficients of equivalent stresses concentration in the sub-regions of the screw connection of the implant and the bone tissue, vertical load, σ_i/σ_0

Область	Керамика	Титан
Имплантат	3,58	3,72
Кортикальная кость	2,12	2,67
Губчатая кость	0,79	0,76

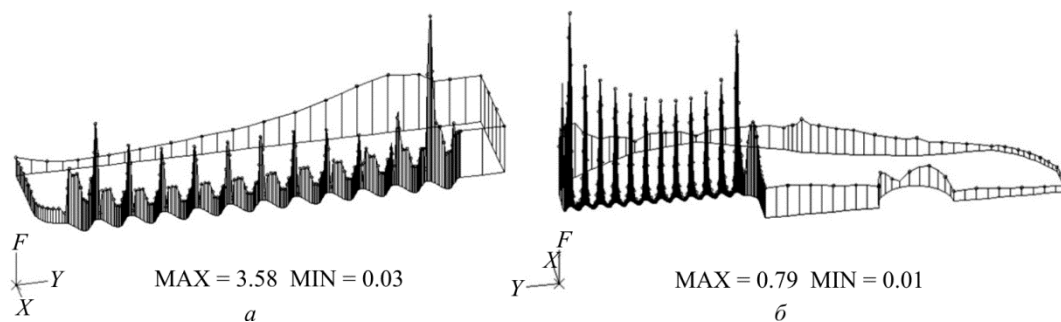


Рис. 4. Распределение относительных эквивалентных напряжений по границе расчетной области: а – керамический имплантат; б – губчатая кость

Fig. 4. The distribution of relative equivalent stresses along the boundary of the calculated domain: а – ceramic implant; б – spongy bone

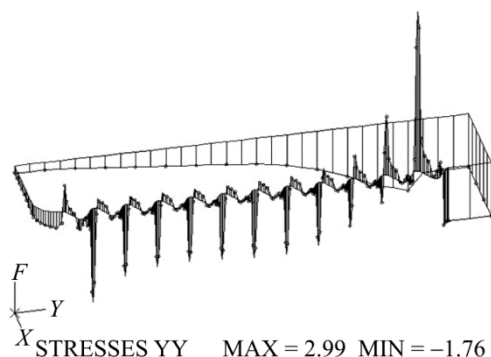


Рис. 5. Распределение напряжений σ_{yy}/σ_0 по границе керамического имплантата

Fig. 5. Stress distribution σ_{yy}/σ_0 along the boundary of the ceramic implant

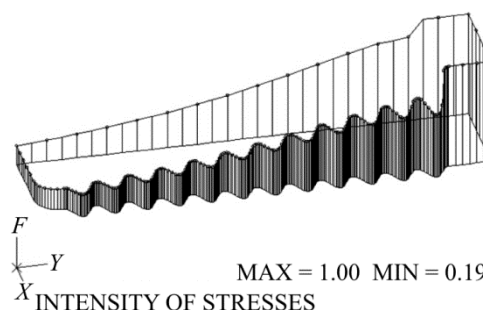


Рис. 6. Распределение относительных эквивалентных напряжений по границе имплантата, однородная конструкция

Fig. 6. The distribution of relative equivalent stresses along the boundary of the implant, homogeneous structure

Исследование концентрации напряжений в соединении при наклонной и изгибающей нагрузках. Расчетная модель винтового соединения имплантата и костной ткани при наклонной и изгибающей нагрузках состояла из трех подобластей, слой кортикальной кости заштрихован (общее число узлов в модели 1856), (рис. 7). Канал в нижней части сечения челюсти не моделировался, так как эта зона является малонагруженной. Формирование поперечного сечения винтового соединения описано выше. Граничные условия: на большей части внешней поверхности кортикальной кости (за исключением последнего сегмента, примыкающего к пришеечной области) полагались равными нулю перемещения по направлениям осей координат, зоны закрепления показаны на рис. 7 тонкой штриховой полосой, наклонная нагрузка прикладывалась под углом 45° к плоскости сечения имплантата. Между имплантатом и костной тканью полагались условия идеального соединения (остеоинтеграция). Внешняя нагрузка прикладывалась к верхнему сечению имплантата в форме двух компонент, действующих по направлениям осей координат, $P_x = P_y = 4,243$ МПа. Полагаем, что нагрузка, приложенная к верхней части коронки (см. первый этап расчета, полностью передается на верхнее сечение имплантата).

Так как наклонная нагрузка приложена к верхней поверхности коронки, то при переносе приложения нагрузки к сечению имплантата необходимо учесть также момент M , создаваемый этой нагрузкой, который можно оценить как

$$M = F_x h,$$

где F_x – перерезывающая сила, h – высота коронки. Точное вычисление момента является трудоемкой задачей ввиду сложной формы коронки.

Моделирование приложения момента силы осуществляется приложением к сечению имплантата внешней нагрузки, изменяющейся линейно вдоль сечения имплантата.

Расчетная модель с приложением к верхнему сечению имплантата нагрузки, соответствующей приложению момента силы, показана на рис. 7, б. Распределение нагрузки, показанное на рис. 7, б, описывается уравнением

$$\sigma = \sigma_{\max} \frac{x}{\rho}.$$

Такое распределение нагрузки соответствует величине момента, приложенного к сечению имплантата

$$M = \Delta \int_{-p}^{+p} x \sigma(x) dx = \frac{2\Delta}{3} \sigma_{\max} \rho^2.$$

Здесь σ_{\max} – заданное напряжение на краю сечения; ρ – радиус имплантата; Δ – толщина модели. Из последнего выражения можно определить напряжение на краю сечения имплантата при заданной величине момента силы как

$$\sigma_{\max} = \frac{2M}{3\Delta\rho^2}. \quad (7)$$

Расчеты выполнены для двух вариантов нагружения – наклонная нагрузка и нагрузка моментом (см. рис. 7).

Рассмотрим результаты при наклонной нагрузке. На рис. 8 показаны распределения эквивалентных напряжений вдоль винтового контура имплантата и вдоль контура губчатой кости для наклонной нагрузки при использовании керамического имплантата.

Как и при одноосной нагрузке, максимальная концентрация напряжений наблюдается на первом витке винтовой конструкции имплантата, причем напряжения в зоне сжатия превышают напряжения в зоне растяжения (рис. 8, а) (касательная нагрузка приложена вдоль положительного направления оси OX , см. рис. 7, а). Незначительная концентрация напряжений имеется также в концевой зоне имплантата. Замена материала имплантата на титан приводит к незначительным изменениям напряжений.

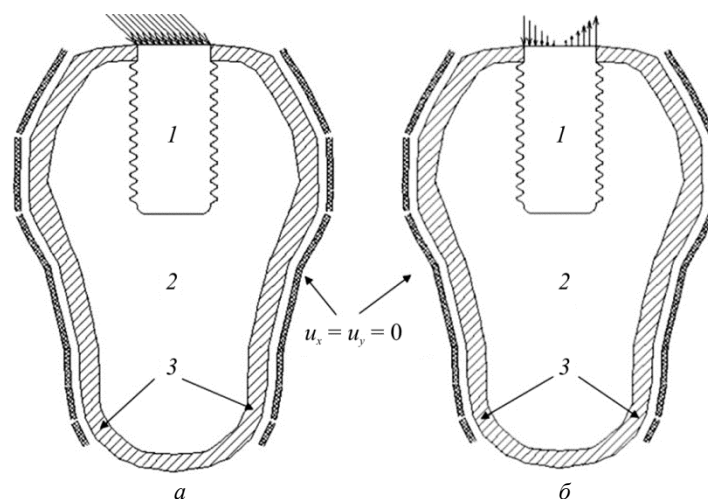


Рис. 7. Расчетная модель соединения имплантата и костной ткани, 3 подобласти: 1 – имплантат; 2 – губчатая кость; 3 – кортикальная кость: а – наклонная нагрузка; б – нагрузка моментом

Fig. 7. The model for the analysis of the joint of the implant and the bone tissue, 3 sub-regions: 1 – shows the implant; 2 – shows the spongy bone; 3 – shows the cortical bone: a – is the inclined load; b – is the loading by the moment

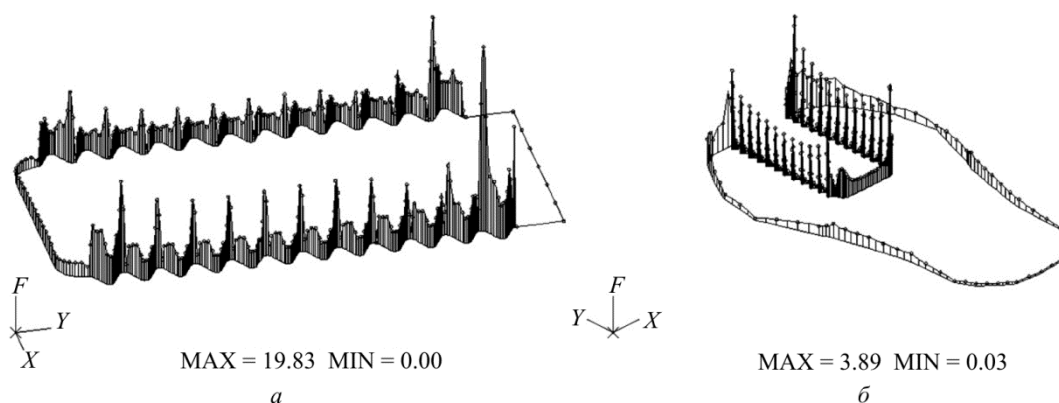


Рис. 8. Распределение эквивалентных напряжений (МПа) вдоль границы расчетной модели, керамический имплантат, наклонная нагрузка: *a* – имплантат; *б* – губчатая кость
 Fig. 8. The distribution of equivalent stresses (MPa) along the boundary of the calculated model, the ceramic implant, the inclined load: *a* – is the implant; *b* – is the spongy bone

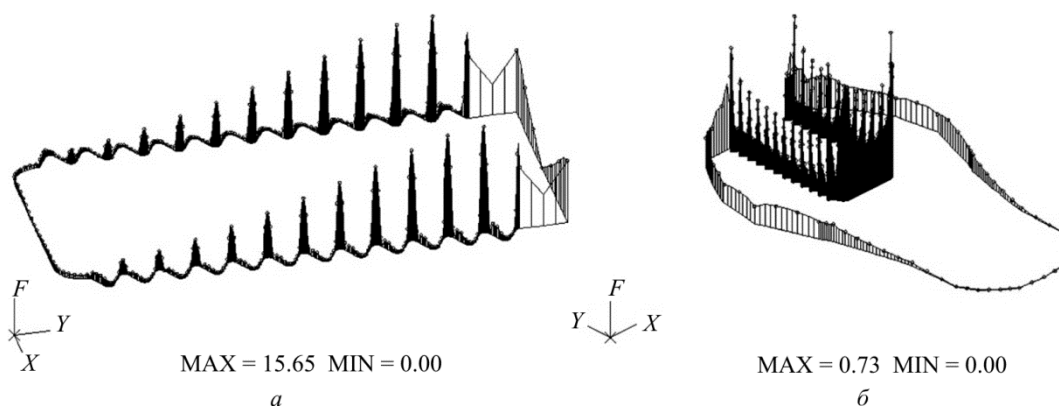


Рис. 9. Распределение масштабированного коэффициента концентрации эквивалентных напряжений вдоль контура расчетной модели, керамический имплантат, моментная нагрузка: *a* – имплантат; *б* – губчатая кость
 Fig. 9. The distribution of the scaled coefficient of the equivalent stresses' concentration along the boundary of the calculated model, the ceramic implant, loading by the moment: *a* – is the implant; *b* – is the spongy bone

Рассмотрим результаты расчета при моментной нагрузке. На рис. 9 приведено распределение масштабированного ККЭН $k = 10\sigma/\sigma_{\max}$ вдоль винтового контура керамического имплантата при моментной нагрузке (σ_{\max} определяется выражением (7)). Распределение масштабированного ККЭН вдоль винтового контура губчатой кости при моментной нагрузке приведено на рис. 9, *a*. При моментном нагружении, как и в случае приложения наклонной нагрузки, напряжения незначительно возрастают при замене керамического имплантата на имплантат из титана. Отметим, что при моментной нагрузке распределения эквивалентных напряжений симметричны относительно оси имплантата.

Оценим итоговый коэффициент концентрации напряжений для случая керамического имплантата, при учете изгибающей и моментной нагрузок. Максимальные напряжения в керамическом имплантате (см. рис. 8, *a*) $\sigma_i^m = 19,83$ МПа при нагрузке $p = 6$ МПа, что соответствует ККЭН $K_\tau \approx 3,31$. Расчет при моментной нагрузке (рис. 9, *a*) дает ККЭН $K_m \approx 1,57$. В итоге имеем коэффициент концентрации напряжений $K = 4,88$, кото-

рый превышает ККЭН при одноосном нагружении (см. табл. 2) на 36 %.

Отметим, что для оценки коэффициентов запаса прочности имплантатов и костной ткани с учетом эффекта концентрации напряжений необходимо задание величины силы, действующей на коронку имплантата при эксплуатации. По данным работ [27–29] эта сила изменяется в пределах 150–600 Н. При оценке запаса прочности по напряжениям, определенным без учета их концентрации, все элементы имплантатов и костной ткани имеют достаточный запас прочности (см. табл. 1 и 2) при внешней нагрузке, соответствующей силе $F = 600$ Н.

Закключение

При расчете конструкции имплантата с компонентами из различных материалов установлено, что наибольшие напряжения возникают в имплантатах с преобладанием компонентов из титана, имеющего большой модуль упругости (варианты расчетов 1 и 2). Максимальные смещения элементов конструкции получены для моделей имплантата на основе керамики (варианты расчетов 3 и 4), а минимальные – для модели 1 на осно-

ве титана. Значительные напряжения наблюдаются на краю коронки (на стыке абатмента и коронки), причем при использовании керамического имплантата эти напряжения выше, чем при титановом имплантате.

Расчет модели винтового соединения имплантата и костной ткани позволил оценить величину концентрации напряжений в витках резьбы и в костной ткани при различных условиях нагружения. Установлено, что наибольшие напряжения возникают в зоне первого витка резьбы имплантата. Ввиду относительно малого (по сравнению с материалом имплантата) модуля упругости губчатой костной ткани наибольшие напряжения в губчатой костной ткани не превышают величины внешних напряжений, приложенных к имплантату. Напряжения в слое кортикальной кости превышают при одноосном сжатии величину внешней нагрузки более чем в два раза. Отметим, что коэффициент концентрации напряжений существенно зависит от вида нагружения, формы зубцов имплантата, а для детального исследования напряжений в костной ткани необходима также информация о процессе формирования соединения на границе винтового имплантата и костной ткани.

Библиографический список

1. Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. – Chicago: Quintessence Publishing, Co., Inc., 1985. – 352 p.
2. Albrektsson T., Wennerberg A. The impact of oral implants – past and future, 1966-2042 // J. Can. Dent. Assoc. – 2005. – Vol. 71. – No. 5. – P. 327–331.
3. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология: Основы теории и практики. – 3-е изд. – М., 2011. – 400 с.
4. Создание научных основ, разработка и внедрение в клиническую практику компьютерного моделирования лечебных технологий и прогнозов реабилитации больных с челюстно-лицевыми дефектами и стоматологическими заболеваниями / Е.Н. Чумаченко [и др.]. – М.: Изд-во Моск. гос. мед-стомат. ун-та, 2010. – 144 с.
5. Биомеханический анализ зубных имплантатов из сплава титана и диоксида циркония / Ю.И. Няшин [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16. № 1. – С. 102–109.
6. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography / I.A. Poiate, A.B. Vasconcellos, M. Mori, E.Jr. Poiate // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 2011. – Vol. 104(2). – P. 292–299.
7. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study / P. Marcián, L. Borák, J. Valášek, J. Kaiser, Z. Florian, J. Wolff // Journal of Biomechanics. – 2014. – Vol. 47. – P. 3830–3836.
8. Jadhav R.S., Dhattrak P.N., Gajjal S.Y. A review: Mechanical Design of Dental Implants to Reduce Stresses around Implant-Bone Interface // International Journal of New Technologies in Science and Engineering. – 2015. – Vol. 2. – No. 2. – P. 142–146.
9. Gungor M.B., Yilmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2016. – Vol. 116. – No. 3. – P. 346–355.

Полученные результаты демонстрируют эффективность применения метода граничных интегральных уравнений для решения задач стоматологической биомеханики. Дискретизация в расчетных моделях выполнялась только по границам подобластей, состоящих из однородных материалов, что позволяет эффективно выполнять многовариантные расчеты при исследовании сходимости численного решения, а также при оптимизации формы имплантатов.

Благодарности

Работа выполнена по теме государственного задания №АААА-А17-117021310386-3, а также при частичной финансовой поддержке РФФИ (гранты №17-08-01312 и №17-08-01579).

Acknowledgements

The work was made according to the State Assignment Nr. АААА-А17-117021310386-3, and with a partial financial support of the Russian Foundation for Basic Research (Grants Nr. 17-08-01312 and Nr. 17-08-01579).

10. Performance evaluation of dental implants: An experimental and numerical simulation study / P. Bicudo, J. Reis, A.M. Deus, L. Reis, M.F. Vaz // Theoretical and Applied Fracture Mechanics. – 2016. – Vol. 85, Part A. – P. 74–83.
11. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles / K. Wang, J. Geng, D. Jones, W. Xu // Materials Science and Engineering: C. – 2016. – Vol. 63. – P. 164–171.
12. Джалалова М.В., Степанов А.Г., Влияние уровня резекции корня зуба на напряженно-деформированное состояние эндодонто-эндооссального имплантата в зубочелюстном сегменте // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 1. – С. 51–63.
13. Modeling dental implant insertion / A. Dorogoy, D. Rittel, K. Shemtov-Yona, R. Korabi // Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. – 2017. – Vol. 68. – P. 42–50.
14. 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. – No. 7. – P. 1–14.
15. Бенерджи П., Баттерфилд Р. Метод граничных элементов в прикладных науках. – М.: Мир, 1984. – 494 с.
16. Перельмутер М.Н. Применение метода граничных элементов при исследовании пространственного напряженного состояния составных конструкций // Проблемы прочности и динамики в авиадвигателестроении. – Вып. 4. – Тр. ЦИАМ. – 1989. – № 1237. – С. 74–99.
17. Wolfe L.A. Stress analysis of endosseous implants using the Boundary Integral Equation (BIE) method // Journal of Biomedical Engineering. – 1993. – Vol. 15. – No. 4. – P. 329–323.
18. Stress Analysis of an Endosseous Dental Implant by BEM and FEM / R. Citarella, E. Armentani, F. Caputo, M. Lepore // The Open Mechanical Engineering Journal. – 2012. – Vol.6. – P. 115–124.

19. 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.
20. Жолудев С.Е., Кандоба И.Н., Об оптимизации элементов конструкций зубных протезов // *Российский журнал биомеханики*. – 2017. – Т. 21, № 4. – С. 376–386.
21. Вафин С.М., Хван В.И., Керамика на основе диоксида циркония. Достижения и перспективы // *Стоматолог-практик*. – 2011. – № 1. – С. 21–27.
22. Özkurt Z., Kazazoğlu E. Zirconia Dental Implants: A literature Review // *Journal of Oral Implantology*. – 2011. – Vol. 37. – No. 3. – P. 367–376. DOI.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00079
23. Cionca N., Hashim D., Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? // *Periodontology-2000*. – 2017. – Vol. 73. – P. 241–258. DOI.org/10.1111/prd.12180
24. Balanford G., Ingraffea A., Liggett J. Two-dimensional stress intensity factor computation using boundary element method // *Int J. for Numer Meth in Eng.* – 1981. – Vol. 17. – P. 387–404. DOI: 10.1002/nme.1620170308
25. Перельмутер М.Н. Анализ напряженного состояния в концевой области трещины на границе раздела материалов методом граничных элементов // *Вычислительная механика сплошных сред*. – 2012. – Т. 5, № 4. – С. 415–426.
26. Perelmuter M. Boundary element analysis of structures with bridged interfacial cracks // *Computational Mechanics*. – 2013. – Vol. 51. – No. 4. – P. 523–534.
27. Определение интенсивности окклюзионного давления у пациентов на ортопедическом приеме / Д.М. Король [и др.] // *Современная медицина: актуальные вопросы: материалы XLVI–XLVII Междунар. науч.-практ. конф. № 8-9 (42)*. – Новосибирск: Изд-во СибАК, 2015. – С. 40–46.
28. Результаты трехмерного математического моделирования функциональных напряжений в имплантате и несъемной протезной конструкции / В.Н. Олесова [и др.] // *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований*. – 2014. – № 2. – С. 135–139.
29. Напряженно-деформированное состояние в протезной конструкции на дентальном имплантате при цементной фиксации искусственной коронки / В.Н. Олесова [и др.] // *Российский журнал биомеханики*. – 2016. – Т. 20, № 4. – С. 311–315.
30. Haiat G., Wang H.-L., Brunski J. Effects of Biomechanical Properties of the Bone-Implant Interface on Dental Implant Stability: From In Silico Approaches to the Patient's Mouth // *Annual Review of Biomedical Engineering*. – 2014. – Vol. 16. – No. 1. – P. 187–213. DOI:10.1146/annurev-bioeng-071813-104854
31. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review / H.-S. Ryu, C. Namgung, J.-H. Lee, Y.-J. Lim // *The Journal of Advanced Prosthodontics*. – 2014. – Vol. 6. – No. 6. – P. 547–554. DOI:10.4047/jap.2014.6.6.54
32. Биргер И.А., Иосилевич Г.Б. Резьбовые и фланцевые соединения. – М.: Машиностроение, 1990. – 368 с.
33. Ghoggali S., Outtas T., Latrèche S. 3D Finite Elements Modeling of the Interfacial Stresses Bone/Dental Implant – Effects of the Geometric Parameters // *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. – 2017 – Vol. 33. – P. 32–44. DOI.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.33.32
34. Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone / C.-C. Lee, S.-C. Lin, M.-J. Kang, S.-W. Wu, P.-Y. Fu // *Journal of Dental Sciences*. – 2010. – Vol. 5. – No. 3. – P. 156–165. DOI.org/10.1016/S1991-7902(10)60023-2
35. Faegh S., Müftü S. Load transfer along the bone-dental implant interface // *Journal of Biomechanics*. – 2010. – Vol. 43. – No. 9. – P. 1761–1770. DOI.org/10.1016/j.jbiomech.2010.02.017
36. Investigation of the dental implant geometry effect on stress distribution at dental implant-bone interface / M. Ghadiri [et al.] // *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. – 2016 – Vol. 38. – No. 2. – P. 335–343. DOI 10.1007/s40430-015-0472-8
37. Geramizadeh M., Katoozian H., Amid R., Kadhodazadeh M. Comparison of finite element results with photoelastic stress analysis around dental implants with different threads // *Dental and Medical Problems*. – 2018. – Vol. 55. – No. 1. – P. 17–22.

References

1. Branemark, P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing, Co., Inc., 1985, 352 p.
2. Albrektsson T., Wennerberg A. The impact of oral implants – past and future, 1966-2042, *J. Can. Dent. Assoc*, 2005, vol. 71, no.5, pp. 327-331.
3. Paraskevich V.L. *Dental'naya implantologiya: Osnovy teorii i praktiki*. [Dental implantology: The fundamentals of theory and practice] 3rd ed.. Moscow, Meditsinskoye informatsionnoye agentstvo Publishing, 2011, 400 p.
4. Chumachenko Ye. N. et al. Sozdaniye nauchnykh osnov, razrabotka i vnedreniye v klinicheskuyu praktiku komp'yuternogo modelirovaniya lechebnykh tekhnologiy i prognozov reabilitatsii bol'nykh s chelyustno-litsevymi defektami i stomatologicheskimi zabolevaniyami [Creation of scientific basis, development and introduction in clinical practice of computer modeling of medical technologies and prognosis of rehabilitation of patients with maxillofacial defects and dental diseases] . Moscow, RIO MGMSU, 2010, 144p.
5. Nyashin Y.I. et al. Biomechanical analysis of dental implants from titanium alloy and zirconium dioxide, *Russian Journal of Biomechanics*, 2012, vol. 16, no. 1, pp. 92-97.
6. Poiate I.A., Vasconcellos A.B., Mori M., Poiate E. Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2011, vol. 104, no. 2, pp. 292-299, DOI: 10.1016/j.cmpb.2011.03.017.
7. Marcián P. et al. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study, *Journal of Biomechanics*, 2014, vol. 47, pp. 3830-3836. DOI:10.1016/j.jbiomech.2014.10.019.
8. Jadhav R. S., Dhatrak P. N., Gajjal S. Y., A review: Mechanical Design of Dental Implants to Reduce Stresses around Implant-Bone Interface, *International Journal of New Technologies in Science and Engineering*, 2015, vol. 2, no. 2, pp.142-146.
9. Gungor M.B., Yilmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016, vol. 116, no.3, pp.346-355. DOI: 10.1016/j.prosdent.2016.01.022.
10. Bicudo P., Reis J. Deus A.M. Reis L. Vaz M.F. Performance evaluation of dental implants: An experimental and numerical simulation study, *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*, 2016, vol. 85, part A., pp. 74-83. DOI: 10.1016/j.tafmec.2016.08.014.

11. Wang K., Geng J., Jones D., Xu W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles, *Materials Science and Engineering: C*, 2016, vol. 63, pp.164-171, DOI: 10.1016/j.msec.2016.02.015.
12. Dzhahalova M.V., Stepanov A.G. Influence of tooth root resection level on stress-strain state of endodontic endosseous implant in dentoalveolar segment, *Russian Journal of Biomechanics*, 2017, vol. 2, no. 1, pp. 44-55, DOI: 10.155593/RJBiomech/20177.1.05
13. Dorogoy A., Rittel D., Shemtov-Yona K., Korabi R., Modeling dental implant insertion, *Journal of the mechanical behavior of biomedical material*, 2017, vol. 68, pp.42-50, DOI:10.1016/j.jmbbm.2017.01.021.
14. Chang, Y., et al. 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, no. 7, pp. 1-14, DOI:10.1186/s40729-018-0119-5.
15. Banerjee P. K., Butterfield R. Boundary element methods in engineering science. London, McGraw Hill, 1981, 452p.
16. Perelmuter M.N. Primeneniye metoda granichnykh elementov pri issledovanii prostranstvennogo napryazhennogo sostoyaniya sostavnykh konstruksiy. [Application of the boundary elements method for analysis of 3D stress state of composite structures], Sb. "Problemy prochnosti i dinamiki v aviadvigatelestroyeni". - "Problems of strength and dynamics in aircraft engine", 1989, iss. 4, Proc. CIAM, no. 1237, pp. 74-99.
17. Wolfe L.A., Stress analysis of endosseous implants using the Boundary Integral Equation (BIE) method, *Journal of Biomedical Engineering*, 1993, vol.15, no.4, pp. 329-323, DOI: 10.1016/0141-5425(93)90009-N.
18. 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.
19. 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.
20. Zholudev S.E., Kandoba I.N. On optimization of the elements of dentures // *Russian Journal of Biomechanics*, 2017, vol. 21, no. 4, pp. 376-386
21. Vafin S.M., Khvan V.I., Keramika na osnove dioksida tsirkoniya. Dostizheniya i perspektivy [Ceramics based on zirconia. Achievements and prospects].*Stomatolog praktik, Dentist practitioner*, 2011, no. 1, pp .21-27.
22. Özkurt Z., Kazazoğlu E., Zirconia Dental Implants: A Literature Review, *Journal of Oral Implantology*, 2011, vol. 37, no. 3, pp. 367-376. DOI: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00079
23. Cionca N., Hashim D., Mombelli A., Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading?, *Periodontology-2000*, 2017, vol. 73, pp. 241-258, DOI: 10.1111/prd.12180
24. Balanford G., Ingraffea A., Liggett J. Two-dimensional stress intensity factor computation using boundary element method, *Int J for Numer Meth in Eng.*, 1981, vol 17, pp. 387-404. DOI: 10.1002/nme.1620170308
25. Perelmuter M.N. Analiz napryazhennogo sostoyaniya v kontsevoy oblasti treshchiny na granitse razdela materialov metodom granichnykh elementov [Analysis of the stress state in the crack bridged zone at the material interface by the boundary element method], *Vychislitel'naya mekhanika sploshnykh sred, Computational mechanics of continuous media*, 2012, vol. 5, no. 4, pp. 415-426.
26. Perelmuter M. Boundary element analysis of structures with bridged interfacial cracks, *Computational Mechanics*, 2013, vol. 51, no. 4, pp. 523-534, DOI 10.1007/s00466-012-0817-4.
27. Korol' D.M. et al.. Opredeleeniye intensivnosti okklyuzionnogo davleniya u patsiyentov na ortopedicheskom priyeme [Determination of the intensity of occlusive pressure of patients on orthopedic treatment]. *Novosibirsk: SibAK, Sovremennaya meditsina: aktual'nyye voprosy – Modern medicine: topical issues: Proc. XLVI-XLVII Intern. Sci. Practical Conf.*, 2015, no. 8-9 (42), pp. 40-46.
28. Olesova V.N. at al. Rezul'taty trekhmernogo matematicheskogo modelirovaniya funktsional'nykh napryazheniy v implantate i nes'yemnoy proteznoy konstruksii [The results of a three-dimensional mathematical modeling of functional stresses in the implant and permanent prosthetic design]. *International Journal of Applied and Fundamental Research*, 2014, no. 2, pp. 135-139.
29. Olesova V.N. et al. Stress-strain state in prosthetic construction on dental implant with cement fixing artificial crown. *Russian Journal of Biomechanics*, 2016, vol. 20, no. 4, pp. 266-269. DOI: 10.15593/RJBiomech/2016.4.02
30. Haiat G., Wang H.-L., Brunski J. Effects of Biomechanical Properties of the Bone-Implant Interface on Dental Implant Stability: From In Silico Approaches to the Patient's Mouth, *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2014, vol. 16, no. 1., pp. 187-213. DOI:10.1146/annurev-bioeng-071813-104854
31. 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, *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2014, vol. 6, no. 6., pp. 547-554. DOI: 10.4047/jap.2014.6.6.54
32. Birger I. A., Iosilevich G. B. Rez'bovyeye i flantssevyeye soyedineniya [Threaded and flanged joints]. *Moscow, Mashinostroyeniye*, 1990, 368p.
33. Ghoggali S., Outtas T., Latrèche S. 3D Finite Elements Modeling of the Interfacial Stresses Bone/Dental Implant – Effects of the Geometric Parameters, *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering.*, 2017, vol. 33., pp. 32-44. DOI: 10.4028/www.scientific.net/JBBBE.33.32
34. Lee C.-C., Lin S.-C., Kang M.-J., Wu S.-W., Fu P.-Y. Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone, *Journal of Dental Sciences*, 2010, vol. 5, no. 3, pp. 156-165, DOI: 10.1016/S1991-7902(10)60023-2.
35. Faegh S., Müftü S. Load transfer along the bone-dental implant interface. *Journal of Biomechanics*, 2010, vol. 43., no. 9, pp. 1761-1770, DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.017.
36. Ghadiri, M. et al. Investigation of the dental implant geometry effect on stress distribution at dental implant-bone interface, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 2016, vol. 38, no. 2, pp. 335-343 DOI: 10.1007/s40430-015-0472-8.
37. Geramizadeh M., Katoozian H., Amid R., Kadkhodazadeh M. Comparison of finite element results with photoelastic stress analysis around dental implants with different threads. *Dental and Medical Problems*, 2018, vol. 55, no.1, pp. 17-22 DOI: 10.17219/dmp/85077.