

УДК 531/534:57+612.7

НАПРЯЖЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ПАРОДОНТА В ОБЛАСТИ ПЛАСТИНЧАТОГО ИМПЛАНТАТА ПРИ ОККЛЮЗИОННОЙ НАГРУЗКЕ

С.Г. Конюхова*, Г.И. Рогожников*, Ю.И. Няшин,
С.А. Чернопазов**, С.В. Еремина****

*Пермская государственная медицинская академия, 614600, Россия, г. Пермь, ул. Куйбышева, д. 39

** Пермский государственный технический университет, кафедра теоретической механики, 614600, Россия, г. Пермь, Комсомольский проспект, д. 29а, e-mail: rm@theormech.pstu.ac.ru

Аннотация. С позиции биомеханики рассматривается напряженное состояние пародонта в области пластинчатого имплантата. Математическая модель напряженного состояния представляет контактную задачу теории упругости для имплантата и тела челюсти. Контактные граничные условия между деформируемыми телами моделируются с помощью метода штрафных функций. Приближенное численное решение для напряженного состояния пародонта при окклюзионной нагрузке на имплантат получено с помощью метода конечных элементов. Контактные граничные условия моделируются с помощью метода фиктивных областей, представляющего реализацию метода штрафных функций. Выполнены исследования напряженного состояния для двух типов имплантатов: с гладкой боковой поверхностью и имплантата с пористыми вставками из титана. Показано, что применение пористых вставок существенно снижает напряжения в костной ткани при действии на имплантат боковых окклюзионных нагрузок. На основе анализа напряженного состояния предложена статически определимая модель сил, действующих на пластинчатый имплантат.

Ключевые слова: пародонт, пластинчатый имплантат, пористая вставка, контактные напряжения, метод конечных элементов.

Введение

В настоящей работе исследуется напряженное состояние пародонта в области пластинчатого имплантата при действии окклюзионной нагрузки. Сравниваются напряжения, возникающие при использовании имплантата с гладкой поверхностью и имплантата с пористыми вставками из титана [1]. Пористые вставки обеспечивают надежное сцепление с костной тканью и, как следствие этого, создают условия более равномерного распределения напряжений в губчатой кости.

Состояние проблемы

Жевательный аппарат и его исправная работа являются важными условиями здоровой жизни человека. В процессе жизнедеятельности по причине болезни или по иным причинам человек со временем теряет часть своих зубов. Эти потери не

восстанавливаются природой, и жевательный аппарат утрачивает свои функциональные способности. В медицине разработаны способы компенсации утрат, например, одним из них является внедрение имплантата в кость. К факторам, определяющим успешность применения имплантата, относятся его форма, применяемый материал, место расположения в кости. Конструкция зубного имплантата должна обеспечивать оптимальные условия для передачи давления на костные структуры тела челюсти.

С применением методов порошковой металлургии появилась возможность создания микрорельефной поверхности эндооссальной части имплантата различной степени шероховатости с заданным размером пор. Строение пор также можно варьировать. В зависимости от применяемого метода закрытые, или тупиковые, поры получают с использованием методов массопереноса частиц в вакууме (электронно-лучевое, плазменное напыление); открытые сквозные поры – с помощью методов спекания [3, 5, 6]. Наличие пор в эндооссальной части имплантата способствует глубинному прорастанию костной ткани в металлическую структуру, в результате чего возникает биологическая фиксация имплантата [1, 2, 4, 7].

Разработки структуры поверхности имплантата в основном касаются цилиндрических видов, хотя пластинчатый имплантат остается методом выбора. Разработанная нами конструкция пластинчатого имплантата позволяет, не изменяя прочностных характеристик и габаритов, увеличить площадь соприкосновения имплантата с костной тканью (А. С. № 19748).

В настоящей работе мы провели исследование напряженного состояния пародонта в области пластинчатых имплантатов с гладкой поверхностью и пористыми вставками при действии окклюзионной нагрузки.

Постановка и метод решения задачи о напряженно-деформированном состоянии пародонта и пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке

Рассматриваемая задача относится к контактным задачам механики. Имплантат с гладкой поверхностью не имеет сцепления с костной тканью за счет сращивания, и его фиксация обеспечивается конфигурацией и сквозными макроскопическими отверстиями, в которые проникает растущая костная ткань. При окклюзионной нагрузке на контактах имплантата с костью неизбежно образование микрозазоров и уменьшение поверхности контакта, что приводит к локализации напряжений по его фактической поверхности и неравномерной передаче усилий на костные ткани пародонта.

Применение имплантата с пористыми вставками обеспечивает его сцепление с пористой костью по всем боковым поверхностям пористых вставок за счет глубинного прорастания костной ткани в имплантат. Биомеханическая фиксация отсутствует только по гладкой поверхности титанового каркаса пористых вставок.

При постановке задачи принимаются следующие допущения:

- взаимодействие гладкой поверхности имплантата с костной тканью моделируется идеальной односторонней связью;
- контакт пористых вставок моделируется сцеплением;
- расчетная область принята в форме поперечного сечения тела челюсти и имплантата с допущением о плоско-деформированном состоянии;
- окклюзионная нагрузка равномерно распределяется по длине имплантата.

Дифференциальная постановка задачи включает систему уравнений линейной теории упругости с граничными условиями

$$\begin{aligned} \sigma_{ij,j} + f_i = 0, \quad \sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl}, \quad \varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \\ u_i = 0 \text{ на } \Gamma_u, \\ P_i = \sigma_{ij} n_j \text{ на } \Gamma_\sigma, \quad i, j = \overline{1,3}. \end{aligned} \quad (1)$$

дополненные контактными граничными условиями в зонах взаимодействия гладкой поверхности имплантата с костной тканью

$$\begin{aligned} \sigma_\tau = 0, \\ u_n^{(1)} + u_n^{(2)} = 0 \Rightarrow \sigma_n < 0, \\ u_n^{(1)} + u_n^{(2)} < 0 \Rightarrow \sigma_n = 0 \text{ на } \Gamma_c. \end{aligned} \quad (2)$$

где $u_n^{(i)}$ – проекция вектора перемещения на внешнюю единичную нормаль к контактной поверхности Γ_c для области i ($i=1,2$), σ_n – проекция вектора напряжения на контактной поверхности на внешнюю единичную нормаль, σ_τ – касательная составляющая вектора напряжения на контакте.

Задача (1), (2) эквивалентна задаче минимизации функционала:

$$\begin{aligned} u \in U : J(u) \leq J(v) \quad \forall v \in U, \\ J(v) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \tilde{\varepsilon}(v) \cdot \tilde{D} \cdot \tilde{\varepsilon}(v) d\Omega - \int_{\Omega} \vec{f} \cdot \vec{v} d\Omega - \int_{\Gamma_\sigma} \vec{P} \cdot \vec{v} d\Gamma, \end{aligned} \quad (3)$$

$$U = \{ \vec{u} \in (C(\Omega))^3 : \vec{u} = 0 \text{ на } \Gamma_u, u_n^{(1)} + u_n^{(2)} \leq 0 \text{ на } \Gamma_c \}.$$

Ограничения на нормальные компоненты перемещений на поверхности контакта выполним с помощью метода внешнего штрафа. Задача (3) в этом случае формулируется как задача минимизации функционала

$$J^*(v) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \tilde{\varepsilon}(v) \cdot \tilde{D} \cdot \tilde{\varepsilon}(v) d\Omega - \int_{\Omega} \vec{f} \cdot \vec{v} d\Omega - \int_{\Gamma_\sigma} \vec{P} \cdot \vec{v} d\Gamma + \frac{1}{2\varepsilon} \int_{\Gamma_c} (|v_n^{(1)} + v_n^{(2)}|^+)^2 d\Gamma_c \quad (4)$$

на множестве $U^* = \{ \vec{u} \in (C(\Omega))^3 : \vec{u} = 0 \text{ на } \Gamma_u \}$, $\phi^+ = (\phi + |\phi|) / 2$.

С целью регуляризации решения преобразуем в (4) поверхностный интеграл в объемный:

$$\frac{1}{2\varepsilon} \int_{\Gamma_c} (|v_n^{(1)} + v_n^{(2)}|^+)^2 d\Gamma_c = \frac{1}{2} \int_{\Omega_c} E(v) \varepsilon_n^2(v) d\Omega_c, \quad (5)$$

где

$$\varepsilon_n = \frac{v_n^{(1)} - v_n^{(2)}}{\Delta h} = \frac{dv_n}{dn}, \quad E_n = \frac{\Delta h}{\varepsilon} \left[\frac{\text{sign}(\varepsilon_n) + 1}{2} \right], \quad d\Omega_c = \Delta h d\Gamma_c. \quad (6)$$

Задача минимизации функционала (4) с учетом замены (5) представляет физически нелинейную задачу теории упругости. Модуль упругости в области Ω_c зависит от искомой функции в соответствии с формулами (6). Область Ω_c является фиктивной и предназначена для регуляризации решения. Ей приписывается малая толщина Δh по направлению нормали к поверхности контакта. Предлагаемый подход позволяет применять к решению задачи метод конечных элементов, при этом контакт двух деформируемых тел моделируется с помощью специальных элементов, имеющих анизотропные свойства.

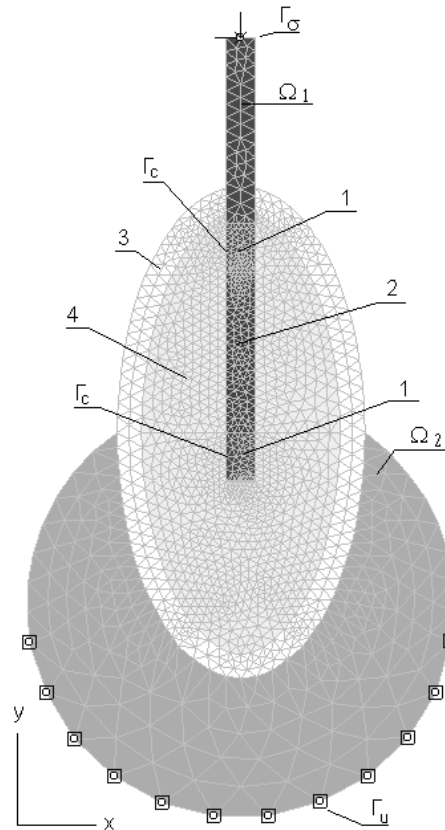


Рис. 1. Расчетная схема: 1 – титановый каркас имплантата, 2 – пористая вставка, 3 – компактная кость, 4 – губчатая кость, Ω_1 –внекостная часть имплантата, Ω_2 –область, моделирующая кинематические граничные условия

Таблица

Материалы и ткани	Модуль упругости, кг/мм ²	Коэффициент Пуассона
Альвеола	2000	0,3
Губчатая кость	500	0,3
Каркас имплантата	11000	0,35
Пористая вставка	5476	0,35
Область Ω_2	10	0,3

Анализ контактного давления на костную ткань в области пластинчатого имплантата

Расчетная схема задачи с указанием граничных условий приведена на рис.1.

Область Ω_1 передает жевательную нагрузку на внутрикостную часть имплантата. Взаимодействие между этой областью и компактной костью отсутствует.

С помощью области Ω_2 снимаются концентраторы напряжений в компактной кости и излишняя по отношению к ней жесткость от кинематических граничных условий. При численном моделировании приняты упругие свойства тканей и материала имплантата, приведенные в таблице. Сечение тела челюсти принято в форме эллипса с полуосями 5 и 10 мм. Высота внутрикостной части имплантата 10,5 мм, толщина имплантата 1,2 мм, высота внекостной части 7,5 мм. Имплантат нагружен силами $F_x = F_y = -0,5$ кгс/мм, приходящимися на единицу его длины.

Контактные граничные условия моделировались специальными конечными элементами толщиной 0,025 мм. Эти элементы расположены на расчетной схеме в области контакта каркаса титана с губчатой костью. По поверхности вставок задавалось сцепление с костной тканью. Аналогичные расчеты выполнены для имплантата с гладкими боковыми поверхностями. В этом случае к контактной поверхности относится вся поверхность имплантата.

Результаты расчета представлены на рис. 2, 3.

На рис. 3 масштабированными отрезками показаны направления действия главных напряжений. Выполненные расчеты показывают существенную неравномерность распределения контактного давления и наличие значительного концентратора напряжений в области шейки имплантата. Максимальное давление на костную ткань приходится на верхнюю часть внутрикостной части имплантата. При использовании пористых вставок усилие на костную ткань передается по двум поверхностям. В этом случае максимальный концентратор в области шейки в рассмотренном примере уменьшается на 22%.

Контактное давление в общем случае будет зависеть от индивидуальных особенностей строения тела челюсти (формы, размеров), механических свойств костной ткани и геометрических параметров имплантата, однако, как показывают расчеты, изменение эпюры контактных сил не существенно. В качестве примера на рис. 4 приводится расчет сжимающих напряжений для трапециевидной формы сечения тела челюсти.

Характерными особенностями рассмотренных примеров является линейный закон контактного давления в области наибольшего концентратора. Контакт в этой области составляет примерно 1 мм и не зависит от наличия или отсутствия пористых вставок. Контактное давление на противоположной стороне имплантата и сама область контакта на ней незначительно зависят от типа имплантата и формы челюсти.

Указанные особенности позволяют применить к расчету простые статически определимые модели с учетом предварительно найденных областей контактов и форм эпюр контактного давления.

Статически определяемая модель контактного давления в области пластинчатого имплантата

Для быстрой оценки нагрузок на костную ткань, окружающую имплантат, в зависимости от величины и направления окклюзионной силы, а также от геометрических размеров имплантата, в настоящем разделе предлагается статически определяемая модель сил, которая строится при следующих предположениях:

- давление на костную ткань по длине имплантата постоянно, что позволяет рассматривать силы в поперечном сечении;
- распределение давления по высоте имплантата аппроксимируется кусочно-линейными функциями;

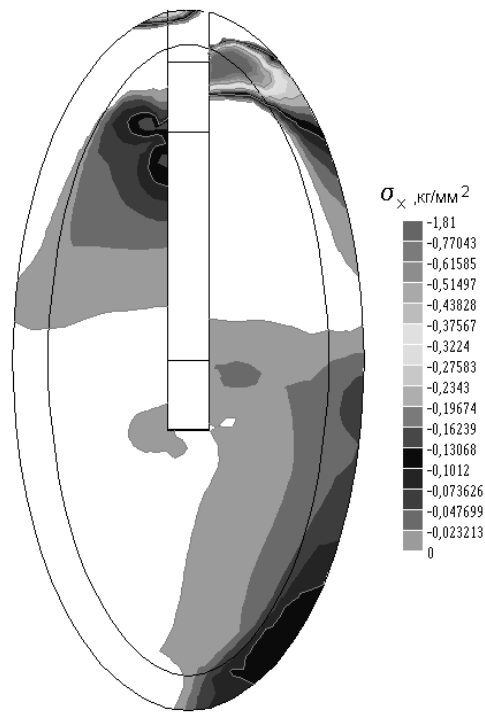


Рис. 2. Области действия сжимающей компоненты напряжений σ_x для имплантата с пористыми вставками

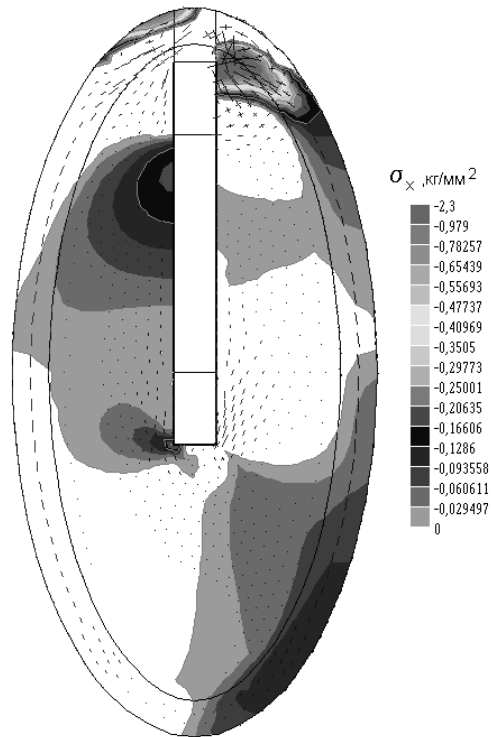


Рис. 3. Области действия сжимающей компоненты напряжений σ_x для имплантата с гладкими поверхностями

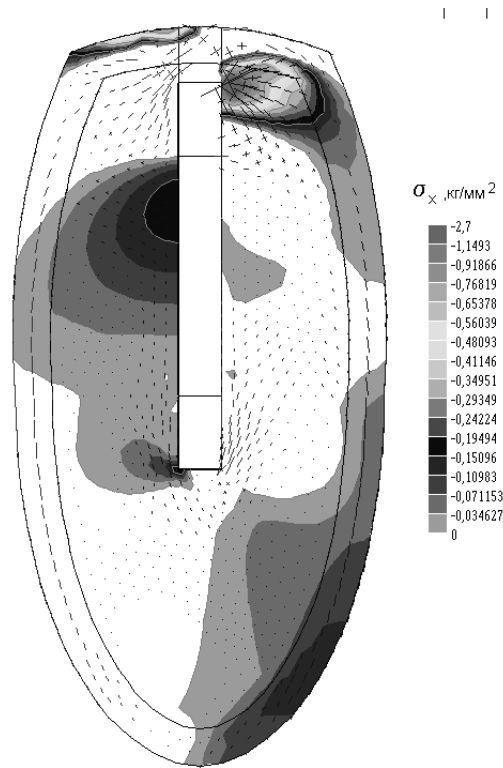


Рис. 4. Области действия сжимающей компоненты напряжений σ_x для имплантата с гладкими поверхностями

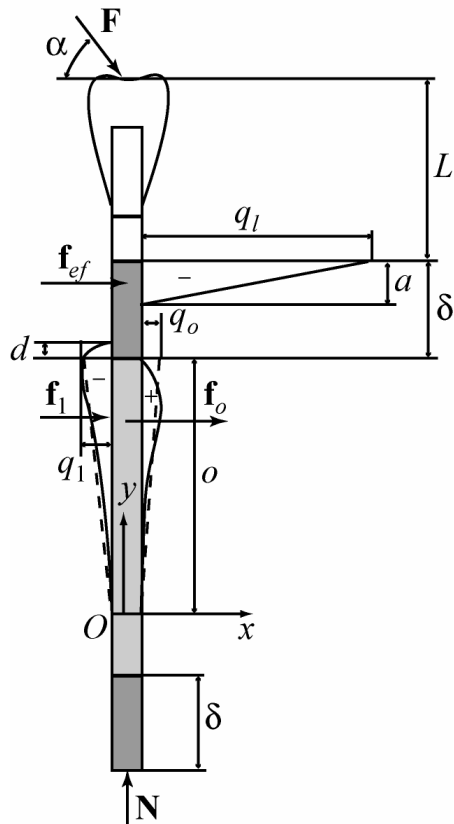


Рис. 5. Расчетная схема имплантата

- поверхности контакта между имплантатом и костью известны;
- реакции кости на противоположных сторонах пористых вставок равны по величине (на одной стороне это напряжения сжатия, на противоположной – напряжения отрыва).

Принятые предположения позволяют построить модель реакций костной ткани. Расчетная схема сил для имплантата с пористыми вставками приведена на рис. 5. При аппроксимации реакций кости линейными функциями (на вставках графики показаны пунктиром) неизвестными величинами принимаются максимальные значения контактных давлений: q_1, q_2 . Для имплантата с пористыми вставками величина q_o находится с помощью последнего предположения. Для гладкой поверхности $q_o = 0$. Знак минус на графиках соответствует сжатию, плюс – растяжению.

Значения параметров a, d, c в общем случае зависят от индивидуального строения кости и, возможно, геометрических параметров пластинчатого имплантата. Этот вопрос требует дополнительных исследований. Однако в простейшем случае для выбранного типа имплантата эти параметры можно в первом приближении считать постоянными.

Считая окклюзионную силу F заданной, составим статические уравнения равновесия для определения неизвестных сил q_1, q_2 :

$$\sum_k F_{kx} = f_1 - f_2 - f_o + F \cos \alpha = 0;$$

$$\sum_k F_{ky} = -F \sin \alpha + N = 0;$$

$$\sum_k M_o(F_k) = -F \cos \alpha (L + \delta + c) - \frac{2}{3} c f_o - \frac{2}{3} (c + d) f_1 + \left(\frac{2}{3} a + \delta - a + c\right) f_2 = 0;$$

$$\frac{q_o}{c} = \frac{q_1}{c + d}.$$

Решение этих уравнений относительно неизвестных величин имеет вид:

$$q_1 = \frac{F_x \left(L + \frac{a}{3}\right)}{\frac{c^2}{c + d} \left(\frac{5c}{6} + \frac{\delta}{2} - \frac{a}{6}\right) + (c + d) \left(\frac{c}{6} - \frac{d}{3} + \frac{\delta}{2} - \frac{a}{6}\right)}, \quad (7)$$

$$q_2 = \frac{\left[2F_x + (c + d)q_1 + \frac{c^2}{c + d}q_1\right]}{a}, \quad F_x = F \cos(\alpha). \quad (8)$$

Для имплантата без вставок главный вектор f_o равен нулю. В этом случае решение уравнений равновесия принимает вид:

$$q_1 = \frac{F_x \left(L + \frac{a}{3}\right)}{(c + d) \left(\frac{c}{6} - \frac{d}{3} + \frac{\delta}{2} - \frac{a}{6}\right)}, \quad q_2 = \frac{\left[2F_x + (c + d)q_1\right]}{a}. \quad (9)$$

Величина окклюзионной силы, приходящейся на поперечное сечение имплантата единичной толщины, зависит от числа зубов, замещаемых протезом, величины его окклюзионной поверхности и длины имплантата.

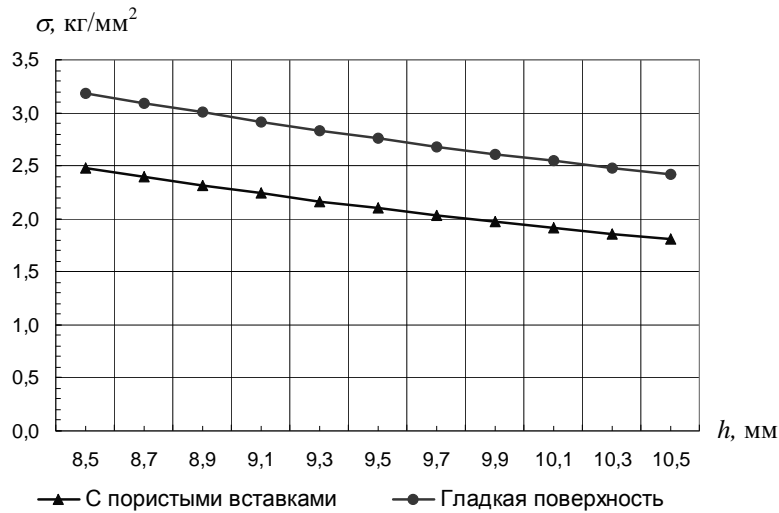


Рис. 6. Максимальное контактное давление на кость

Найдем оценку максимальной силы, приходящейся на имплантат. В предельном случае протез нагружен по всей окклюзионной поверхности. Максимальную силу на один зуб при полном восстановлении окклюзионной поверхности обозначим P . Будем полагать, что фактически действующая жевательная сила пропорциональна площади восстанавливаемой поверхности утраченных зубов и при полном (100% площади) восстановлении будет равна P . Из уравнения статики получается следующая формула для удельной нагрузки на имплантат:

$$F = \frac{\Delta}{100} \left(1 + \frac{n-1}{2} \right) \frac{P}{l}, \quad (10)$$

где Δ – восстанавливаемая поверхность утраченных зубов и опорного зуба в процентах от площади окклюзионной поверхности в норме; n – число утраченных зубов, замещаемых протезом; l – длина имплантата.

Сопоставление численных результатов с результатами расчетов по формулам (7)–(10) позволило в первом приближении найти значения параметров a , d , c в соотношениях (7)–(9) для тела челюсти с эллиптическим сечением. Для имплантатов со вставками эти значения соответственно равны: $a=0,11h$, $c=0,7(h-\delta)$, $d=0,3$ мм; для имплантатов без вставок $a=0,11h$, $c=0,8h$, $d=0$, h – высота внутрикостной части имплантата.

На рис. 6 приведено сравнение по максимальному контактному давлению на кость для двух имплантатов: с пористыми вставками и без применения вставок. Нагрузка и геометрия имплантатов соответствуют приведенным выше условиям решенных численных задач.

Выводы

В работе выполнено исследование контактной нагрузки на костную ткань в области пластинчатого титанового имплантата и аналогичного имплантата с пористыми титановыми вставками. Расчетными методами установлено, что применение вставок снижает максимальное контактное давление на костную ткань на 22%.

На основе численных решений контактной задачи предложена статически определяемая модель для расчета контактного давления на кость. Особенности анатомического строения тела челюсти и параметров имплантата учитываются коэффициентами уравнений. Для частных случаев величины этих коэффициентов найдены из решения контактной задачи теории упругости имплантата с телом челюсти. Представляется возможным применение предложенного подхода к построению достаточно простой модели, отражающей основные закономерности напряженного состояния на контакте между имплантатом и костной тканью.

Список литературы

1. *Конюхова С.Г., Ефимова Н.С., Осипов А.П.* Взаимодействие костной ткани с титановым пористым имплантатом // Российский стоматологический журнал. 2002. № 4. С. 13-16.
2. *Миргазизов М.З., Меликян М.Л.* Особенности тканевой интеграции пористых и беспористых имплантатов на основе титана и его сплавов с памятью формы // Проблемы стоматологии и нейростоматологии. 1999. № 2. С. 41-43.
3. *Миргазизов М.З., Меликян М.Л., Абулсабиров Р.Ю.* Технология получения пористых спеченных имплантатов из титана // Российский стоматологический журнал. 2000. № 2. С. 27-31.
4. *Олесова В.Н.* Дентальная имплантология: Монография. Московская область: Немчинская типография, 2000.
5. *Петрова М.Д.* Концептуальные аспекты новой поверхностной структуры остеоинтегрируемого зубного имплантата // Новое в стоматологии. 2001. № 3. С. 21-35.
6. *Сметкин А.А., Ярмонов А.Н., Конюхова С.Г.* Порошковые материалы на основе титана в дентальной имплантологии // Новые материалы и технологии: 5-я международная научно-техническая конференция. Минск, 2002. С. 30-31.
7. *Wilke H., Claes L, Steinemann S.* The influence of various titanium surfaces on the interface shear strength between implants and bone // *Heimk U., Lee A.* Clinical Implants Material Advances in Biomaterials. V. 9. Amsterdam: Elsevier Science Publishers BV, 1990.

STRESS STATE OF PARODONTIUM NEAR PLATE IMPLANT UNDER OCCLUSAL LOAD

**S.G. Konyuhova, G.I. Rogozhnikov, Y.I. Nyashin, S.A. Chernopazov, S.V. Eremina
(Perm, Russia)**

Stress state of parodontium near plate implant has been examined from biomechanical point of view. Mathematical model of stress state is represented by contact problem of theory of elasticity for the implant and the body of the jaw. Boundary conditions for contacting bodies are determined with the help of penalty functions method. FEM is used for finding approximate numerical solution for stress state of parodontium near implant under occlusal load. Contact boundary conditions are simulated with method of dummy areas which is a variant of penalty functions method. Stress state has been analyzed for the two types of implants: an implant with smooth side surface and an implant with porous titanium inserts. It has been shown that porous inserts significantly decrease the stress in bone tissue caused by side occlusal loads on implant. Statically determinate model of forces affecting plate implant has been suggested on the basis of analysis of stress state.

Key words: parodontium, plate implant, porous insert, contact stress, finite element method.

Получено 15 мая 2003