

УДК 531/534:57+612.7

## **ВЛИЯНИЕ МОДУЛЯ УПРУГОСТИ ГУБЧАТОЙ И КОРТИКАЛЬНОЙ КОСТИ НА НАПРЯЖЕННОЕ СОСТОЯНИЕ В ОБЛАСТИ ПЛАСТИНЧАТОГО ИМПЛАНТАТА ПРИ ОККЛЮЗИОННОЙ НАГРУЗКЕ**

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

\*Кафедра ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии, Россия, 614990, Пермь, ул. Куйбышева, 39

\*\*Кафедра теоретической механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29а, e-mail: chs@theormech.pstu.ac.ru

**Аннотация.** С позиции биомеханики исследуется влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата с пористыми вставками. 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 костных тканей при окклюзионной нагрузке на имплантат получено с помощью метода конечных элементов. С помощью указанной модели исследовано влияние модулей упругости кости челюсти на напряженное состояние вокруг пластинчатого имплантата.

**Ключевые слова:** модуль упругости, костная ткань, пластинчатый имплантат, пористая вставка, метод конечных элементов, окклюзионная нагрузка, напряжения.

### **Введение**

Строение тела челюсти и механические свойства костных тканей в области имплантата являются определяющими факторами возможности протезирования концевых дефектов зубного ряда пластинчатыми имплантатами. Модуль упругости костных тканей челюсти может изменяться в очень больших пределах. Это косвенно измеряемое по плотности кости механическое свойство, влияющее на распределение реакции имплантата при окклюзионной нагрузке, должно учитываться при выборе параметров имплантата. В настоящей работе исследуется влияние модуля упругости губчатой и кортикальной кости тела челюсти на напряженное состояние в области пластинчатого имплантата с пористыми вставками [1] при действии окклюзионной нагрузки. Задача о взаимодействии имплантата с костью поставлена и решена как контактная задача в плоской постановке с применением метода конечных элементов.

## Состояние проблемы

Методы порошковой металлургии позволяют создавать микрорельефную поверхность эндооссальной части имплантата различной степени шероховатости с заданным размером и строением пор. В зависимости от применяемого метода закрытые, или тупиковые, поры получаются с использованием методов массопереноса частиц в вакууме (электронно-лучевое, плазменное напыление); открытые сквозные поры – с помощью методов спекания [2-4]. Наличие пор в эндооссальной части имплантата способствует глубинному прорастанию костной ткани в металлическую структуру, в результате чего возникает биологическая фиксация имплантата [1, 5, 6].

С учетом технологических возможностей методов порошковой металлургии авторами разработаны новые конструкции пластинчатых имплантатов с пористыми вставками (авторское свидетельство № 19748). Конструкции этих имплантатов за счет биологической фиксации имеют гарантированную площадь фактического контакта с губчатой костью при окклюзионной нагрузке. Выполнены расчеты указанных имплантатов на длительную прочность [7], приведено их биомеханическое обоснование [8].

Настоящая работа является продолжением работы [8], в которой исследовано влияние формы тела челюсти на напряженное состояние костной ткани в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке. Выполненные в [8] исследования контактных напряжений между имплантатом и губчатой костью позволили установить наличие концентратора напряжений в верхней части внутричелюстной части имплантата и влияние на него формы поперечного сечения тела челюсти. К факторам, определяющим успешность применения имплантата, относятся не только конфигурация тела челюсти, тип имплантата, место его расположения в кости, но и плотность костной ткани, которая может изменяться в большом диапазоне. Вопрос о влиянии плотности губчатой кости, определяющий ее упругие свойства, на контактные напряжения для имплантатов с пористыми вставками не исследован и представляет научный и практический интерес.

### **Постановка задачи о напряженно-деформированном состоянии пародонта и пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке**

Клинические исследования биомеханической фиксации имплантата с пористыми вставками показали, что по всем боковым поверхностям пористых вставок происходит глубинное прорастание костной ткани в тело пористых вставок. 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.
- Для численного решения была использована вариационная постановка [8]:

$$\begin{aligned}
 & u \in U : J(u) \leq J(v) \quad \forall v \in U, \\
 & J(v) = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \tilde{\varepsilon}(v) \cdot \tilde{D} \cdot \tilde{\varepsilon}(v) d\Omega - \int_{\Omega} f \cdot v d\Omega - \int_{\Gamma_{\sigma}} P \cdot v d\Gamma, \\
 & U = \{ u \in (C(\Omega))^3 : u = 0 \text{ на } \Gamma_u, u_n^{(1)} + u_n^{(2)} \leq 0 \text{ на } \Gamma_c \}.
 \end{aligned} \tag{1}$$

Ограничения на нормальные компоненты перемещений на поверхности контакта сняты с помощью метода внешнего штрафа. Задача (1) в этом случае формулируется как задача минимизации функционала

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

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

С целью регуляризации решения поверхностный интеграл по контактной поверхности  $\Gamma_c$  в функционале (2) преобразуется в объемный интеграл [8]:

$$\frac{1}{2\varepsilon} \int_{\Gamma_c} (|v_n^{(1)} + v_n^{(2)}|^+)^2 d\Gamma_c = \frac{1}{2} \int_{\Omega_c} E(v) \varepsilon_n^2(v) d\Omega_c, \tag{3}$$

где

$$\varepsilon_n = \frac{v_n^{(1)} - v_n^{(2)}}{\Delta h} \approx \frac{dv_n}{dn}, \quad E_n = \frac{\Delta h}{\varepsilon} \left[ \frac{\text{sign}(\varepsilon_n) + 1}{2} \right], \quad d\Omega_c = \Delta h d\Gamma_c. \tag{4}$$

Задача минимизации функционала (2) с учетом замены (3) представляет физически нелинейную задачу теории упругости. Модуль упругости в области  $\Omega_c$  зависит от искомой функции в соответствии с формулами (4). Область  $\Omega_c$  является фиктивной и предназначена для регуляризации решения. Ей приписывается малая толщина  $\Delta h$  по направлению нормали к поверхности контакта. Предлагаемый подход реализован с помощью метода конечных элементов, при этом контакт двух деформируемых тел моделируется с помощью специальных элементов, имеющих анизотропные свойства.

### Численное моделирование напряженного состояния в системе имплантат – тело челюсти с помощью метода конечных элементов

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

Область  $\Omega_1$  передает жевательную нагрузку на внутрикостную часть имплантата. Взаимодействие между этой областью и компактной костью отсутствует. С помощью области  $\Omega_2$  моделируется закрепление исследуемой области. Упругие свойства тканей и материала имплантата, принятые в расчете, приведенные в таблице. Сечение тела челюсти принято в форме эллипса с полуосями 5 мм и 10 мм. Высота внутрикостной части имплантата 9,5 мм, толщина имплантата 1,2 мм, высота внекостной части 7,5 мм. Погонное усилие на имплантат принято равным –  $F_x = F_y = -5 \text{ Н/мм}$ .

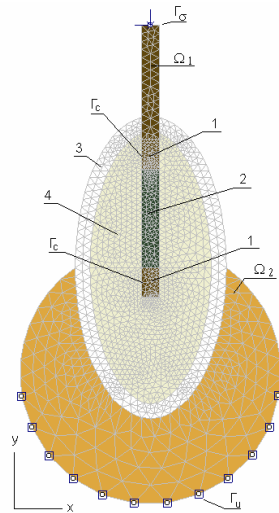


Рис. 1. Расчетная схема: 1 – титановый каркас имплантата, 2 – пористая вставка, 3 – компактная кость, 4 – губчатая кость,  $\Omega_1$  – внекостная часть имплантата,  $\Omega_2$  – область, моделирующая кинематические граничные условия

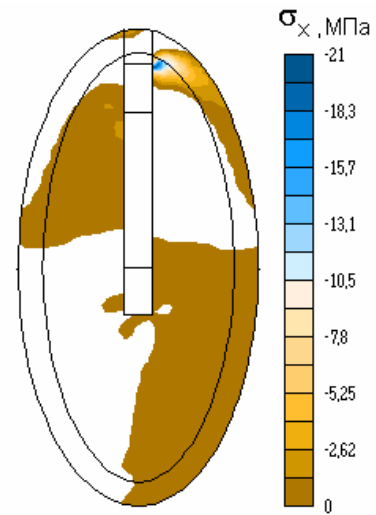


Рис. 2. Область действия сжимающей компоненты напряжений  $\sigma_x$

Таблица

Материалы и ткани	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона
Альвеола	20000	0,3
Губчатая кость	5000	0,3
Каркас имплантата	110000	0,35
Пористая вставка	54760	0,35
Область $\Omega_2$	100	0,3

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. Результаты расчета представлены на рис. 2. Контактные сжимающие напряжения по высоте имплантата распределены существенно неравномерно, в области шейки имплантата контакт локализован и реакция костной ткани имеет характер сосредоточенной силы. В [8] установлено, что контактные напряжения зависят от формы сечения тела челюсти. В общем случае они будут зависеть не только от конфигурации (формы и размеров тела челюсти), но и механических свойств костной ткани. Исследование влияния механических свойств на напряженное состояние выполнено в следующем разделе.

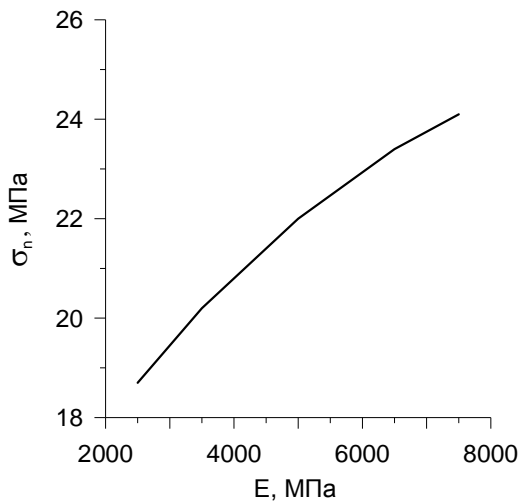


Рис. 3. Зависимость максимальных контактных напряжений от модуля упругости губчатой кости. Модуль упругости кортикальной кости 20000 МПа

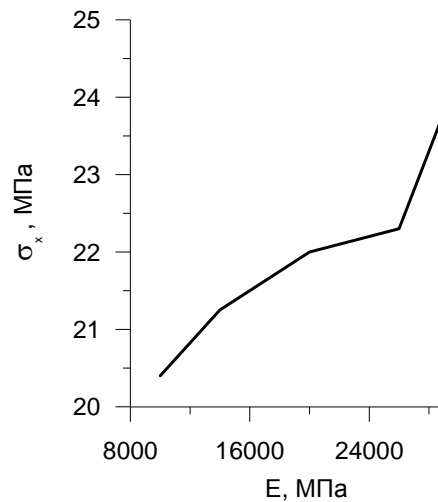


Рис. 4. Зависимость максимальных контактных напряжений от модуля упругости кортикальной кости. Модуль упругости губчатой кости – 5000 МПа

### Влияние механических свойств костной ткани на напряженное состояние в области имплантата

Результаты расчетов приведены на рис. 3-5. На рис. 3 представлена зависимость максимальных контактных напряжений между имплантатом и костью при вариации модуля упругости губчатой кости, на рис. 4, 5 – при вариации модуля упругости кортикальной кости и пропорциональной вариации модулей упругости компактной и губчатой кости (100% соответствует модулям: 5000 МПа – губчатая кость, 20000 МПа – кортикальная кость).

Во всех рассмотренных выше случаях вариации модулей упругости увеличение жесткости костных тканей ведет к локализации и росту концентратора напряжений в области шейки имплантата. Зависимость имеет нелинейный характер, что является следствием нелинейности задачи из-за контактных граничных условий между каркасом имплантата и костью. В целом эта нелинейность не нарушает общей тенденции существенного увеличения контактных напряжений с ростом жесткости костной ткани.

### Выводы

В работе выполнено исследование влияния упругих свойств костных тканей на напряженное состояние вокруг пластинчатого титанового имплантата. Выполненные расчеты показывают существенную неравномерность распределения контактного давления и наличие значительного концентратора напряжений в области шейки имплантата, а также значительное влияние модуля упругости костных тканей. Варьирование модуля упругости кости качественно не меняет распределение контактных сил. Можно предположить, что локальный концентратор и величина

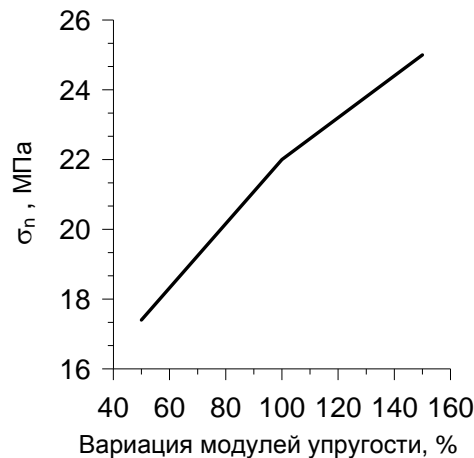


Рис. 5. Зависимость максимальных контактных напряжений при пропорциональной вариации модулей упругости губчатой и кортикальной кости

контактных напряжений зависят от соотношения изгибной жесткости внутричелюстной части имплантата и жесткости окружающей кости.

Выполненные исследования в [8] и в настоящей работе указывают на необходимость клинических исследований плотности костной ткани (что позволит оценить ее упругие свойства) и индивидуального подбора параметров имплантата, а также ограничений окклюзионной нагрузки на него, исходя из фактического состояния костной ткани в области установки имплантата.

### Список литературы

1. Колюхова С.Г., Ефимова Н.С., Осипов А.П. Взаимодействие костной ткани с титановым пористым имплантатом // Российский стоматологический журнал. 2002. №4. С.13-16.
2. Сметкин А.А., Ярмонов А.Н., Колюхова 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.
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. 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.
5. Петрова М.Д. Концептуальные аспекты новой поверхностной структуры остеоинтегрируемого зубного имплантата // Новое в стоматологии. 2001. №3. С. 21-35.
6. 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.
7. Konyuchova S.G., Rogozhnikov G.I., Nyashin Yu.I., Chernopazov S.A. Substantiation for the application of the porous inserts into the plate implants according to the strength condition // Russian Journal of Biomechanics. 2002. V. 6. № 2. P. 22-32.
8. Колюхова С.Г., Рогожников Г.И., Няшин Ю.И., Чернопазов С.А., Еремина С.В. Напряженное состояние пародонта в области пластинчатого имплантата при окклюзионной нагрузке // Российский журнал биомеханики. 2003. Т. 7. № 2. С. 35-44.

## THE INFLUENCE OF ELASTICITY MODULUS OF SPONGY AND CORTICAL BONE ON STRESS STATE NEAR PLANAR IMPLANT UNDER OCCLUSAL LOAD

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

This paper is a biomechanical study of the influence of elasticity modulus of spongy and cortical bone on stress state near planar implant with porous inserts. Mathematical model of stress state is a contact problem for the implant and the body of the jaw and is built in the limits of elasticity theory. Boundary conditions of contact of deformable bodies are stated with the aid of penalty functions. Finite element method is used to get approximate numerical solution for stress in bone tissue under occlusal load on implant. This model helps to analyze the influence of elasticity modulus of the jaw bone on stress state around planar implant.

**Key words:** elasticity modulus, bone tissue, planar implant, porous insert, finite element method, occlusal load, stress.

*Получено 18 января 2004*