

УДК 531/534:57+612.7

**О.Н. Мищенко, ассистент,**

**А.А. Мосейко, доцент, канд. мед. наук,**

**В.А. Лятуринский, ассистент,**

**П.К. Штанько, доцент, канд. техн. наук**

*Запорожский национальный технический университет*

*ул. Жуковского 64, г. Запорожье, Украина, 69063*

*E-mail: vasilyiat@gmail.com*

## **ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ КОСТИ**

### **ПРИ ВЗАИМОДЕЙСТВИИ С РАЗЛИЧНЫМИ ИМПЛАНТАТАМИ**

*Анализируется напряжённое состояние двухслойной модели кости при передаче ей рабочей нагрузки от имплантата. Рассматриваются 4 типа зубных имплантатов 2-х типов материалов. Сравниваются результаты расчёта по двум методикам. Представлены расчётные картины напряжений костной ткани. Обоснован выбор оптимальной формы зубного имплантата.*

**Ключевые слова:** имплантат, напряжение, кость.

#### **Введение**

Явление остеоинтеграции способствует широкому распространению имплантатов из титановых сплавов. Для понимания процессов, происходящих в приимплантатной зоне кости, и создания оптимальных геометрических форм имплантатов возникает необходимость построения моделей взаимодействия имплантатов с костью. Для решения задачи возможно использование аналитических и числовых методов.

Существует несколько широко применяемых форм внутрикостной части имплантата. Наибольшее распространение в практике стоматологической имплантации получили винтовые: цилиндрические, конусовидные, корневидные имплантаты. Актуальной является разработка имплантатов оптимальной геометрии и подбор целесообразных материалов.

#### **Цели и задачи**

*Основной целью* данного исследования является определение концепции формы внутрикостной части имплантата, который бы наиболее гармонично взаимодействовал с костью периимплантатной зоны. Задачей является сравнение работы имплантатов различной геометрии из разных материалов. За основной критерий в данном исследовании приняты напряжения в приимплантатной зоне кости. Попутно проводится сравнение двух методик расчёта напряжённо-деформированного состояния (НДС) кости при осевом нагружении имплантата: аналитический, метод конечных элементов (МКЭ).

#### *Материалы и методы исследования*

В результате предварительных клинических исследований на базе научно-производственного комплекса «Zircon-Prig» разработаны два типа внутрикостной части винтового имплантата, как наиболее соответствующие концепции адаптивного формирования имплантационного ложа (рисунок 1, в). Предложенные типы имплантатов сравниваются с двумя альтернативными решениями (рисунок 1, а, б).

Детализируем эти типы имплантатов: 1-й тип – конический имплантат с крупной резьбой (рисунок 1, а); 2-й тип – цилиндрично-конический имплантат с мелкой резьбой (рисунок 1, б); 3-й тип – имплантат с комбинированной однозаходной крупной резьбой и двузаходной мелкой (рисунок 1, в); 4-й тип – имплантат с комбинированной двузаходной крупной резьбой и четырёхзаходной мелкой (в продольном сечении аналогичен рисунку 1, в).

Кость в данном исследовании рассматривается с механической точки зрения как двухслойная среда, обладающая изотропными упругими свойствами, без учета особенностей строения губчатого слоя. Условность используемой модели утрирует картину взаимодействия имплантат-кость, но для сравнительного анализа рассматриваемых типов имплантатов модель можно считать приемлемой.

Предполагая работу костной ткани в зоне упругих деформаций, базовыми механическими свойствами кости (и имплантата) задаются модуль Юнга и коэффициент Пуассона. Исходные данные сведены в таблице 1.

К каждому из имплантатов прикладывается два типа нагрузки: осевая (нормальная к поверхности кости) сжимающая  $F_{\text{норм}} = 80 \text{ Н}$ ; радиальная (тангенциальная к поверхности кости)  $F_{\text{танг}} = 80 \text{ Н}$ , удалённая на расстояние 6 мм от ближайшей точки контакта имплантата с костью. Силы трения между поверхностью имплантата и костью не учитываются.

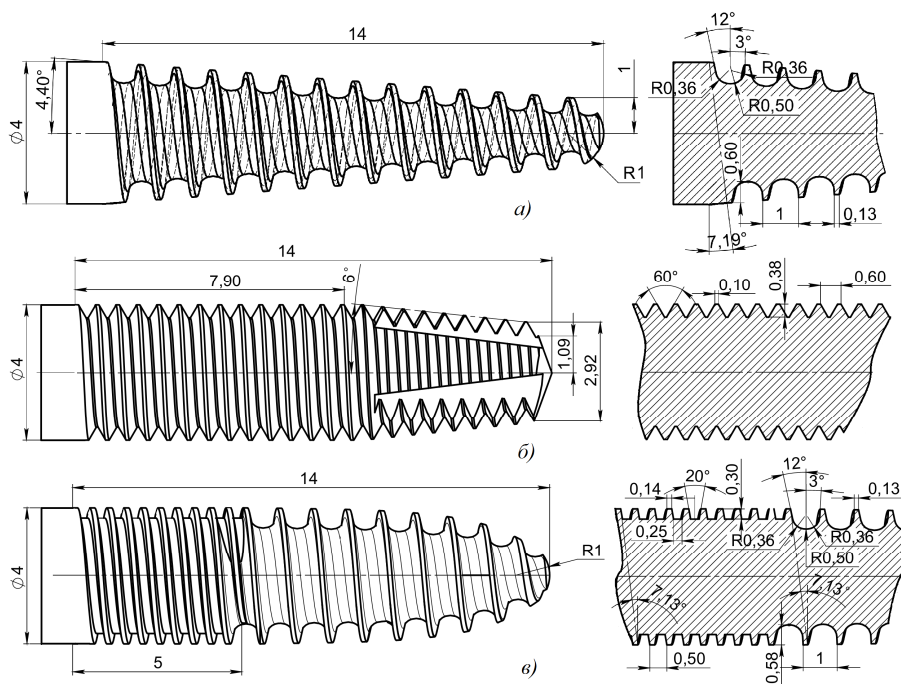


Рисунок 1 – Рассматриваемые модели имплантатов

Таблица 1 – Исходные данные расчёта

№ слоя (по рисунку 2)	Тип кости	$E$ , МПа	$\mu$	$l$ , мм	$R$ , мм*	$r$ , мм*	$h$ , мм*	$n$ , шт*
I	кортикальная	$10^4$	0,3	5	2,00	1,60	0,3	8
II	губчатая	$0,5 \cdot 10^4$		3	2,00	1,60		6
III	губчатая	$0,5 \cdot 10^4$		6	1,73	1,35		10
IV	губчатая	$0,5 \cdot 10^4$		2	1,46	1,10		-

\*данные размеры представлены для модели 2, показаны на рисунке 2

**1. АНАЛИТИЧЕСКОЕ РЕШЕНИЕ ПО МЕТОДУ ВЛАСОВА [1]**

Аналитически будет рассмотрена только задача об осадке абсолютно жёсткого имплантата типа 2 (рисунок 1, б), находящегося под действием осевой вдавливающей нагрузки  $Q$ . На рисунке 2 представлена расчётная схема. Установим взаимосвязи между нагрузкой  $Q$ , перемещением  $S$  имплантата и напряженным состоянием кости (основания). Задача решена согласно теории расчёта конструкций на упругом основании, в основу которого положен общий вариационный метод В.З. Власова [1].

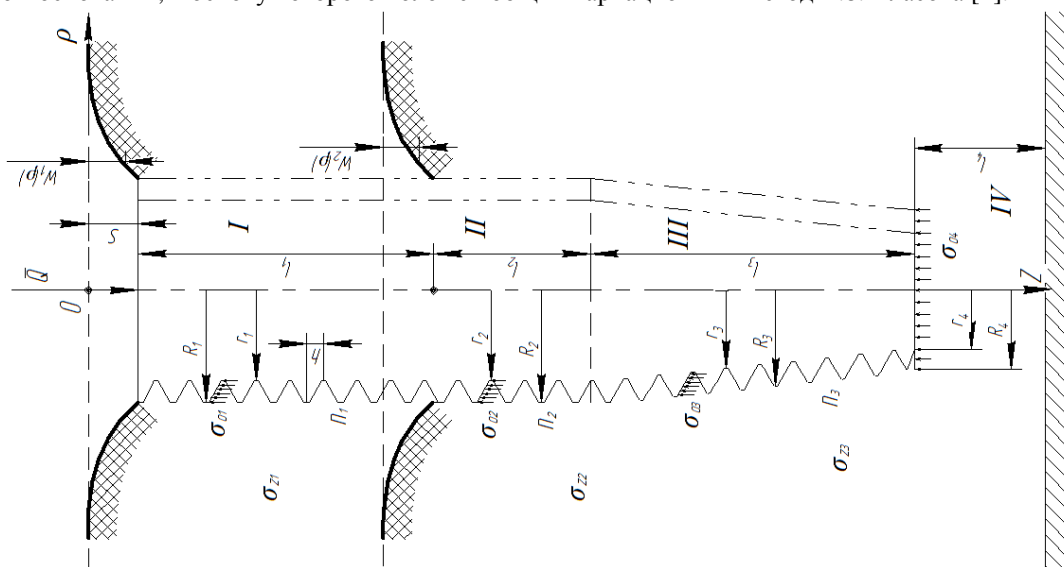


Рисунок 2 – Расчётная схема имплантата тип 2:

I – кортикальный слой; II, III, IV – губчатые слои;  $H_1 = l_1 = 5$  мм;  $H_3 = l_3 + l_4 = 8$  мм;  $H_2 = l_2 + l_3 + l_4 = 11$  мм;  $n_1, n_2, n_3$  – число витков резьбы на соответствующих участках

Упругое основание рассматривается как двухслойная модель с двумя коэффициентами постели, характеризующими соответственно работу основания на сжатие и сдвиг:

$$k_i = \frac{E_i}{1-\mu_i^2} \int_0^{l_i} [\psi'_i(Z)]^2 dZ; \quad t_i = \frac{E_i}{4(1+\mu_i)} \int_0^{l_i} [\psi_i(Z)]^2 dZ, \quad i=1,2,$$

где  $E_i$ ,  $\mu_i$ ,  $l_i$  – модуль упругости, коэффициент Пуассона, толщины слоёв основания вокруг имплантата и под его пятой соответственно;  $\psi_i(Z) = \frac{l_i - Z}{l_i}$  – функция распределения перемещений на глубине слоёв основания.

Деформированное состояние основания вокруг имплантата в области  $R \leq \rho \leq \infty$  определяется дифференциальным уравнением:

$$\frac{d^2 W_i}{d\rho^2} + \frac{1}{\rho} \frac{dW_i}{d\rho} - \alpha_i^2 W_i = 0, \quad \alpha_i = \sqrt{\frac{k_i}{2t_i}}. \quad (1)$$

Решения уравнения (1) имеют вид:

$$W_1(\rho) = C_1 I_0(\alpha_1 \rho) + C_2 K_0(\alpha_1 \rho); \quad W_2(\rho) = C_3 I_0(\alpha_2 \rho) + C_4 K_0(\alpha_2 \rho), \quad (2)$$

где  $\alpha_1 = \frac{1}{H_1} \sqrt{\frac{6}{1-\mu_1}}$ ;  $\alpha_2 = \frac{1}{H_2} \sqrt{\frac{6}{1-\mu_2}}$ ;  $H_1 = l_1$ ;  $H_2 = l_2 + l_3 + l_4$ .

Постоянные интегрирования  $C_1$ ,  $C_2$ ,  $C_3$ ,  $C_4$  определяются из граничных условий: при  $\rho = R_1$ :  $W_1 = S$ ; при  $\rho = R_2$ :  $W_2 = S$ ; при  $\rho \rightarrow \infty$ :  $W_1 = 0$ ,  $W_2 = 0$ .

Учитывая поведение функций Бесселя  $I_0(\alpha\rho)$ ,  $K_0(\alpha\rho)$ , получим:

$$C_1 = C_3 = 0; \quad C_2 = \frac{S}{K_0(\alpha_1 R_1)}; \quad C_4 = \frac{S}{K_0(\alpha_2 R_2)}; \quad (3)$$

В результате выражения (2) примут вид:

$$W_1(\rho) = \frac{S}{K_0(\alpha_{H1} R_1)} K_0(\alpha_{H1} \rho); \quad W_2(\rho) = \frac{S}{K_0(\alpha_{H2} R_2)} K_0(\alpha_{H2} \rho). \quad (4)$$

Для определения осадки имплантата  $S$  составим условие равновесия рассматриваемой системы (имплантат-основание), понимаемое в смысле вариационного метода [2]. Это условие, характеризующее равенство нулю суммарной работы всех внешних и внутренних сил системы на виртуальном перемещении  $W(\rho, Z) = 1 \cdot \psi(Z)$ , может быть записано в следующем виде:

$$\begin{aligned} & Q \cdot \psi_1(\Delta) - \int_0^{2\pi} \left[ n_1 \int_0^{h R_1} \int_0^{r_1} \sigma_{01} \psi'_{11}(Z) \cdot \frac{\rho \cdot d\rho}{\cos \beta} dZ + \int_0^{l_1} \int_{R_1}^{\infty} \sigma_{Z1} \psi'_{11}(Z) \rho \cdot d\rho dZ \right] d\theta + \\ & + \int_0^{2\pi} \left[ n_2 \int_0^{h R_2} \int_0^{r_2} \sigma_{02} \psi'_{12}(Z) \cdot \frac{\rho \cdot d\rho}{\cos \beta} dZ + \int_0^{l_2} \int_{R_2}^{\infty} \sigma_{Z2} \psi'_{12}(Z) \rho \cdot d\rho dZ \right] d\theta + \\ & + \int_0^{2\pi} \left[ n_3 \int_0^{h R_3} \int_0^{r_3} \sigma_{03} \psi'_{13}(Z) \cdot \frac{\rho \cdot d\rho}{\cos \beta} dZ + \int_0^{l_3+l_4} \int_{R_3}^{\infty} \sigma_{Z3} \psi'_{13+14}(Z) \rho \cdot d\rho dZ + \int_0^{l_4} \int_0^{R_4} \sigma_{04} \psi'_{14}(Z) \rho \cdot d\rho dZ \right] d\theta = 0. \end{aligned} \quad (5)$$

Касательные напряжения по поверхности имплантата не учитываются.

Нормальные напряжения, возникающие в слоях основания, под пятой имплантата и по его резьбе определяются соответственно следующим образом:

$$\begin{aligned} \sigma_{01} &= \frac{E_1}{1-\mu_1^2} S \psi'_{11}(Z); \quad \sigma_{02} = \frac{E_2}{1-\mu_2^2} S \psi'_{12}(Z); \quad \sigma_{03} = \frac{E_2}{1-\mu_2^2} S \psi'_{13}(Z); \quad \sigma_{04} = \frac{E_2}{1-\mu_2^2} S \psi'_{14}(Z); \\ \sigma_{Z1} &= \frac{E_1}{1-\mu_1^2} W_1(\rho) \psi'_{11}(Z); \quad \sigma_{Z2} = \frac{E_2}{1-\mu_2^2} W_2(\rho) \psi'_{12}(Z); \quad \sigma_{Z3} = \frac{E_2}{1-\mu_2^2} W_2(\rho) \psi'_{13+14}(Z). \end{aligned} \quad (6)$$

Подставляя (4) и (6) в (5), определим осадку имплантата  $S$ :

$$S = \frac{Q}{\pi(A_1 + A_2)}, \quad (7)$$

где  $A_1 = \frac{E_1}{1-\mu_1^2} \left[ \frac{n_1 \cdot (R_1^2 - r_1^2) \cdot h}{l_1^2 \cos \beta} + \frac{2R_1 \cdot K_1(\alpha_1 R_1)}{\alpha_1 l_1 \cdot K_0(\alpha_1 R_1)} \right];$

$$A_2 = \frac{E_2}{1-\mu_2^2} \left[ \frac{n_2 \cdot (R_2^2 - r_2^2) \cdot h}{l_2^2 \cos \beta} + \frac{n_3 \cdot (R_3^2 - r_3^2) \cdot h}{l_3^2 \cos \beta} + \frac{2R_2 \cdot K_1(\alpha_{l2} R_2)}{\alpha_{l2} l_2 \cdot K_0(\alpha_2 R_2)} + \frac{2R_3 \cdot K_1(\alpha_{H3} R_3)}{H_3 \alpha_{H3} \cdot K_0(\alpha_{H3} R_3)} + \frac{R_4^2}{l_4} \right];$$

$$\alpha_{H3} = \frac{1}{H_3} \sqrt{\frac{6}{1-\mu_2}} = \frac{1}{l_3 + l_4} \sqrt{\frac{6}{1-\mu_2}}; \quad \alpha_{l2} = \frac{1}{l_2} \sqrt{\frac{6}{1-\mu_2}}.$$

С учётом исходных данных таблицы 1, получим осадку имплантата и уравнения деформации слоёв основания вокруг имплантата:

$$S = 0,6 \cdot 10^{-3} \text{ мм}; \quad W_1(\rho) = 0,28 \cdot 10^{-2} K_0(0,586\rho); \quad W_2(\rho) = 0,84 \cdot 10^{-2} \cdot K_0(0,976\rho).$$

Напряжения в кости на границах имплантата и вокруг них, с учётом формул (6), будут:

$\sigma_{01} = 1,32$  МПа – под резьбой, кортикальная область;

$\sigma_{02} = 1,1$  МПа – под резьбой, цилиндрическая часть губчатой кости;

$\sigma_{03} = 0,55$  МПа – под резьбой, коническая часть губчатой кости;

$\sigma_{04} = 1,65$  МПа – под пятой.

## 2. РЕШЕНИЕ ПО МКЭ

Проводилось исследование напряжённого состояния кости при передаче ей рабочей нагрузки от четырёх типов имплантатов. Задача решалась по МКЭ в трёхмерной постановке.

Исследовалось поведение кости с абсолютно жёстким имплантатом и имплантатом из сплава Ti–29Nb–13Ta–7,1Zr ( $E = 5 \cdot 10^4$  МПа,  $\mu = 0,3$ ). Данный сплав имеет достаточно низкий модуль упругости, близкий к  $E$  кости.

Кость была задана двухслойной (рисунок 2), свойства кости приведены в таблице 1. Слои в модели связаны жёстко.

Граничные условия — нулевые перемещения модели кости на цилиндрической поверхности диаметром 15 мм, соосной с имплантатом, а также на круге того же диаметра, параллельном поверхности кости.

Для повышения сходимости, сетки КЭ были многократно сгущены в зоне контакта поверхностей. Одна из рассчитанных КЭ моделей представлена на рисунке 3. Основным критерием сравнения результатов были выбраны эквивалентные напряжения  $\sigma_{\text{ЭКВ}}$  по критерию максимальной удельной потенциальной энергии формоизменения (теория Мизеса-Хенки). Для сравнения результатов с аналитическим расчётом найдены соосные имплантату напряжения  $\sigma_y$ .

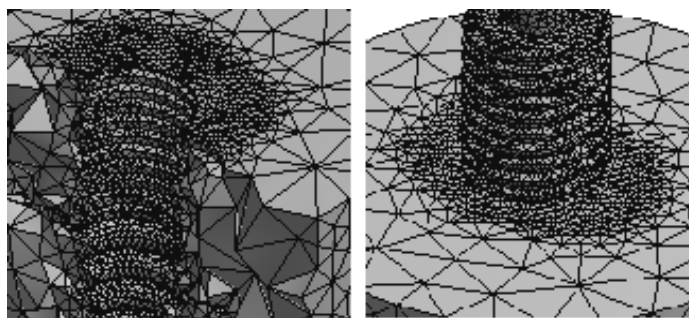


Рисунок 3 – КЭ модель имплантат-кость

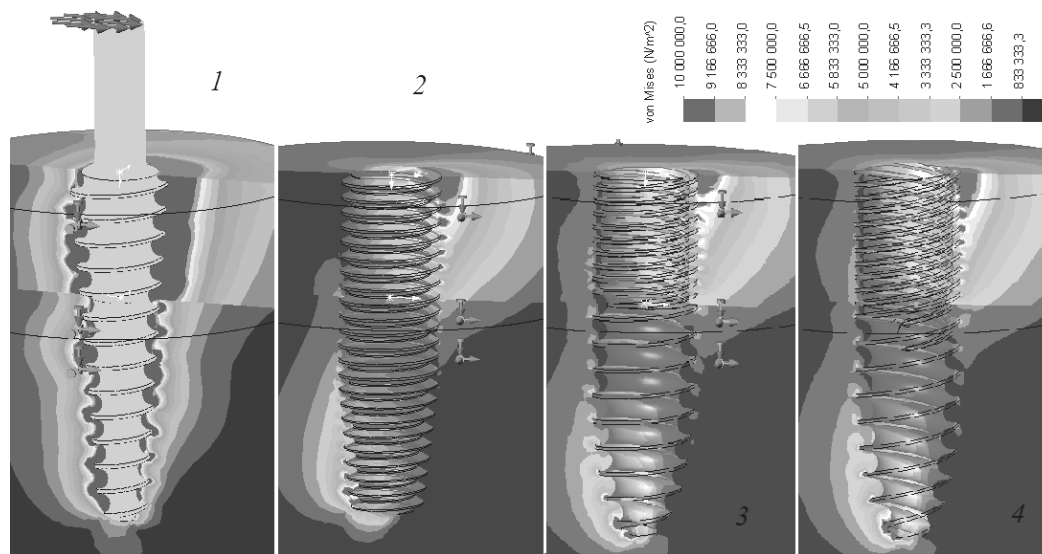
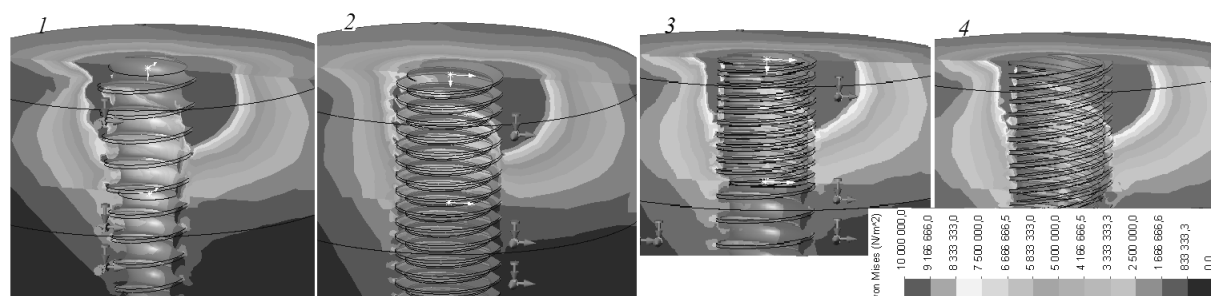
## 3. РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

В таблицу 2 сведены результаты проведенных расчётов. Напряжения, указанные в таблице 2, являются усреднёнными в некотором объёме кости вдоль границы её контакта с имплантатами. Критерием являлось превышение указанных напряжений в  $n > 60$  узлов конечно-элементной сетки, что соответствует объёму зоны кости порядка  $3 \text{ мм}^3$ .

Таблиця 2 – Результати дослідження

	Типи імплантатів			
	Тип 1	Тип 2	Тип 3	Тип 4
Обща площа контакту з кісткою, мм <sup>2</sup>	171	253	255	262
Площа п'яти, мм <sup>2</sup>	1,4	3,8	1,4	1,4
Площа контакту в кортикальній зоні, мм <sup>2</sup>	81	99	115	112
Площа опорної поверхності при осевому сжатті, мм <sup>2</sup>	67	104	95	97
Максимальні напруження $\sigma_{\text{екв}}$ при осевому сжатті (жесткий винт / упругий винт), МПа				
Кортикальна кістка	3,3 / 4,0	1,7 / 2,7	1,6 / 2,7	1,6 / 2,4
Губчаста кістка	4,6 / 4,5	2,5 / 1,6	4,8 / 4,3	7 / 7
Максимальні напруження $\sigma_y$ при осевому сжатті (метод [1] / МКЭ), МПа				
Кортикальна кістка	-	-1,32 / -1,2	-	-
Губчаста кістка (зона III)	-	-0,55 / -0,5	-	-
Губчаста кістка (зона IV)	-	-1,65 / -1,8	-	-
Максимальні напруження $\sigma_{\text{екв}}$ при консольному навантаженні (жесткий винт / упругий винт), МПа				
Кортикальна кістка	30 / 40	16 / 33	13 / 30	15 / 33
Губчаста кістка	25 / 4	13 / 3	12 / 4	13 / 3

На рисунках 4, 5 зображені поля еквівалентних напружень відповідно для жёсткого і упругого імплантата при консольному навантаженні.

Рисунок 4 – Поля напружень  $\sigma_{\text{екв}}$  при консольному навантаженні абсолютно жёстких імплантатівРисунок 5 – Поля напружень  $\sigma_{\text{екв}}$  при консольному навантаженні упругих імплантатів

### 3.1. Осевое нагружение

Установлено, що во всіх розрахованих моделях при осевому сжатті спостерігаються характерні піки напружень в окрестностях острия винта і в приповерхностном слое кортикальної частини кістки.

Снижение модуля упругости винта привело к тому, что значительно большая часть нагрузки воспринимается кортикальной зоной. Максимальные напряжения во всех моделях при осевом сжатии наблюдаются на острие винта и входят в диапазон 2...8 МПа. Наилучшее распределение напряжений наблюдается при использовании модели с мелкой резьбой (тип 2) и с комбинацией 2-заходной мелкой и 1-заходной крупной резьбы (тип 3). Комбинация четырехзаходной мелкой и двузаходной крупной резьбы (тип 4) показала более высокие напряжения в губчатой части кости из-за большего угла наклона винтовой линии. Конусный винт (тип 1) значительно больше нагружает кортикальную часть кости и вызывает большие градиенты напряжений.

### 3.2. Консольное нагружение

При консольном нагружении имплантатов результирующие напряжения значительно выше. Максимальные напряжения наблюдаются около поверхности кости. Со снижением жёсткости (модуля упругости) имплантата растут максимальные напряжения в кортикальной части, в то время как нагруженность губчатой части уменьшается. Наихудшим по результирующим напряжениям при боковом нагружении оказался упругий конический имплантат с крупной резьбой, для которого  $\sigma_{\text{экв}}$  достигло 40 МПа. При использовании жёстких имплантатов получаем максимальное  $\sigma_{\text{экв}} \leq 17$  МПа во всех моделях кроме конусного (тип 1), у которого  $\sigma_{\text{экв}}$  достигает 30 МПа. В целом при высокой жёсткости винта напряжения от боковой нагрузки распределяются более равномерно по глубине кости и пики напряжений кортикальной и губчатой кости близки по значению. Для упругих имплантатов (кроме типа 1)  $\sigma_{\text{экв}} \leq 33$  МПа и напряжения сконцентрированы в кортикальной части, в губчатой же части  $\sigma_{\text{экв}}$  не превышают 4 МПа. Количество заходов резьбы винта мало повлияло на поле напряжений.

### 3.3. Типы имплантатов

Наилучшим из рассмотренных вариантов имплантатов следует признать имплантат с комбинированной однозаходной крупной резьбой и двузаходной мелкой (тип 3, рисунок 1, в), по анализируемому критерию распределения  $\sigma_{\text{экв}}$  ему почти не уступает модель цилиндрично-конического имплантата с мелкой резьбой (тип 2, рисунок 1, б). Имплантат типа 1 показал наихудшие результаты по всем проведенным расчётам.

Следует признать, что напряжения в кости достаточно хорошо коррелируют с общей площадью контактных поверхностей имплантатов. Для снижения контактных напряжений можно рекомендовать использование мелкой резьбы в кортикальной части кости, а также повышение площади пяты имплантатов. Повышение жёсткости имплантата также значительно снижает напряжённость кортикальной кости.

С позиции биомеханики, выбранные в моделях 3, 4 углы наклона резьбы, полусферическая форма верхушки имплантата способствуют атравматичному вмешательству в периимплантатную зону. Прижимной характер резьбы позволяет адаптивно формировать имплантационное ложе в зависимости от типа и с учетом упругих свойств кости в различных ее участках. Предложенная форма (рисунок 1, в) внутрикостной части имплантатов обеспечивает большую площадь контакта имплантат-кость а также оптимальное распределение нагрузки. Поверхности внутрикостной части моделей 3, 4 способствуют контактному остеогенезу и обеспечивает лучшую стабилизацию имплантата.

### 3.4. Методики расчёта

Расчёт по методам Власова и КЭ показал близкие результаты (таблица 2), что указывает на применимость обоих методов. Неоспоримым преимуществом МКЭ однако является возможность получения более полной картины НДС и детального рассмотрения локальной зоны контакта имплантат-кость.

## ВЫВОДЫ

С позиции проведенных расчётов, а также исходя из результатов клинических исследований, можно утверждать, что форма имплантата типа 3 является оптимальной. Применение низко модульных сплавов приводит к тому практически всю нагрузку воспринимает кортикальный слой кости, что особенно заметно при консольном нагружении. Целесообразность применения таких сплавов требует дальнейших клинических исследований.

Для научного обоснования применения низко модульных материалов необходима детализация контактного взаимодействия тел имплантат – кость с учётом реальных модулей упругости, склеивания их поверхностей и наличествующих сил трения.

### *Библиографический список использованной литературы*

1. Власов В.З. Балки, плиты и оболочки на упругом основании / В.З. Власов, Н.И. Леонтьев. — М.: Физматгиз, 1960. — 492 с.

2. Штанько П.К. Несущая способность буринъекционных свай / П.К. Штанько, И.П. Коваль // Придніпровський науковий вісник. — Днепропетровск, 1997. — № 4 (15). — С. 42–45.

*Поступила в редакцію 18.03.2014 г.*

**Міщенко О.Н., Мосейко О.О., Лятуринський В.О., Штанько П.К. Дослідження напруженого стану кістки при взаємодії з різними імплантатами**

Аналізується напружений стан двошарової моделі кістки при передачі їй робочого навантаження від імплантату. Розглядаються 4 типи зубних імплантів 2-х типів матеріалів. Порівнюються результати розрахунку за двома методиками. Представлено розрахункові картини напружень кісткової тканини. Обґрунтовано вибір оптимальної форми зубного імплантату.

**Ключові слова:** імплантат, напруження, кістка.

**Mishchenko O.N., Moseyko A.A., Lyaturinsky V.A., Shtan'ko P.K. Investigation of bone stress state in interaction with various implants**

The paper analyzes the stress state of two-layer model of bone, which carries the workload from the implant. Four types of dental implants and two types of materials are considered. The results from two different calculation methods are compared. Calculated stress fields in the bone are presented. The choice of the dental implant with optimal shape is substantiated.

**Keywords:** implant, stress, bone.