

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЗАВИСИМОСТИ МЕЖДУ  
ОСНОВНЫМИ ГЕОМЕТРИЧЕСКИМИ ПАРАМЕТРАМИ ВИНТОВОГО  
ИМПЛАНТАТА РАЗЛИЧНОЙ КОНФИГУРАЦИИ И НАПРЯЖЕННЫМ  
СОСТОЯНИЕМ КОСТНОЙ ТКАНИ ЧЕЛЮСТНОГО СЕГМЕНТА**

Харьковская медицинская академия последипломного образования

(г. Харьков)

\*Национальный аэрокосмический университет им. Н. Е. Жуковского «ХАИ»

(г. Харьков)

Данная работа является фрагментом НИР «Патогенетичні підходи до методів діагностики та лікування основних стоматологічних захворювань на основі вивчення механізмів захворювань скронево-нижнещелепного суглобу, аномалій розвитку щелеп та зубів з використанням вітчизняних імплантів», № государственной регистрации 0113U000975.

**Вступление.** На сегодняшний день относительно новым, но несравнимо быстро развивающимся направлением стоматологии является дентальная имплантология [11]. Успешной операции дентальной имплантации обязательно должны предшествовать тщательный опрос пациента, анализ клинической ситуации, гигиенических показателей, а также возможность прогнозирования взаимодействия имплантата конкретной конфигурации с костной тканью челюстного сегмента. Оценке влияния основных геометрических параметров различных имплантатов на поведение биомеханической системы посвящено достаточно большое количество работ [9,14], в которых лишь констатируется определяющая роль конфигурации опорной части имплантата на напряженное состояние костной ткани челюстного сегмента.

Нами ранее в работе [4] для различных конфигураций имплантата были получены картины напряженно-деформированного состояния на границе раздела «опорная часть имплантата/костная ткань», которые позволили оценить влияние его основных геометрических параметров на поведение биомеханической системы в целом.

**Цель данного исследования** – выявить функциональную зависимость между основными геометрическими параметрами (диаметром, длиной и углом наклона коронки абатмента) винтового имплантата различной конфигурации и напряженным состоянием костной ткани челюстного сегмента, определяющим поведение биомеханической системы «винтовой имплантат – челюстной сегмент».

**Объект и методы исследования.** В качестве объекта исследования была принята синтезированная ранее нами виртуальная модель биомеханической системы «винтовой имплантат – челюстной сегмент» (рис. 1), определение напряженно-деформированного состояния элементов которой под действием максимальной жевательной нагрузки равной 300 Н проведено при помощи программного комплекса конечно-элементного анализа [4]. Аналогично данной работе геометрические параметры имплантата соответствуют данным фирмы-производителя «Anthogyr» [3]. В качестве базового варианта для проведения исследования была выбрана конфигурация имплантата с диаметром резьбовой части  $d_{\text{рез}} = 4$  мм, высотой  $l_{\text{рез}} = 10$  мм и углом наклона эстетического абатмента  $\phi_{\text{аб}} = 15^\circ$  (рис. 2) [3, 4].

Залогом того, что полученные при моделировании результаты правильно отразят поведение рассматриваемой биомеханической системы,

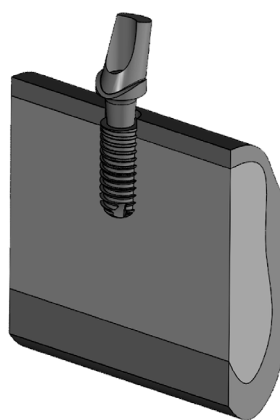


Рис. 1. Виртуальная модель биомеханической системы «винтовой имплантат – челюстной сегмент».

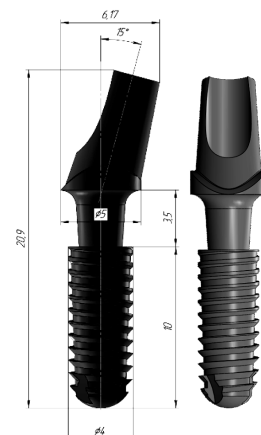


Рис. 2. Сгенерированная виртуальная модель зубного имплантата.

**Сравнение величин основных механических характеристик костных тканей нижней челюсти, приведенных в различных источниках [10]**

Тип кости						Источник, автор, год издания
Компактная кость			Губчатая кость			
Характеристика жесткости		Характеристика прочности	Характеристика жесткости		Характеристика прочности	
Модуль упругости МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (предел травмирующих напряжений), МПа	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (предел травмирующих напряжений), МПа	
$20 \cdot 10^3$	0,3	50...400	$5 \cdot 10^3$	0,32	26...160	Соловьев М. М. Биомеханические свойства тканей пародонта. М. М. Соловьев, В. В. Лисенков, И. И. Демидова. Стоматология – 1999, т. 18, №3, с. 61-67
$179 \cdot 10^3$	0,3	18...50	$117 \cdot 10^3$ (65 %) $72 \cdot 10^3$ (40 %) $54 \cdot 10^3$ (30 %)	0,3	8,7 (65 %) 5,1 (40 %) 3,6 (30 %)	Параскевич В. Л. Дентальная имплантология. Основы теории и практики. Минск: ООО "Юнипресс", 2002, 368 с.
$15 \cdot 10^3$	0,3		$1,5 \cdot 10^3$	0,3		Биомеханика твердых тканей зубов при замещении полости типа МОД керомерными вкладками или прямыми композитными реставрациями. В. Н. Олесова, Е. С. Клепилин, В. П. Рогатнев и др., Стоматология -2006, т. 85, №1
$20 \cdot 10^3$	0,3	40...50	$5 \cdot 10^3$	0,3		Матвеева А. И. Математическое моделирование ортопедических конструкций с опорой на внутрикостные имплантаты. Стоматология – 1991, с. 62-66
$13,76 \cdot 10^3$	0,3		$7,93 \cdot 10^3$	0,3		Carter D. R. Tensile fractur of cancellous bone, Acta Orthopaedica Scandinavica -1980, №51, p. 733-741
$13,7 \cdot 10^3$	0,3	(122)	$1,37 \cdot 10^3$	0,3	(2)	Pegoretti A. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite indodontic post, Bio-materials – 2002, №23, p. 2667-2682.
$18,6 \cdot 10^3$			490			Биомеханика твердых тканей зуба при замещении полости типа МОД керомерными вкладками или прямыми композитными реставрациями. В. Н. Олесова, Е. С. Клепилин, В. П. Рогатнев и др., Стоматология – 2006, т. 85, №1
13...108		3,27...37,15				Загорский В. А. Биомеханика костной ткани челюстей и черепа человека. Краснодар: ДенталЮг -2010, №5, с. 64-67

является адекватность принятых для расчетов величин механических характеристик костных тканей их реальным показателям для живых тканей. К тому же в монографии [10] со ссылкой на зарубежные источники [12,15] указывается, что устанавливать для костных тканей количественные показатели напряженного состояния, основанные на их

разрушающих напряжениях, не совсем корректно и информативно. Поэтому в этих работах вводится показатель травмирующих напряжений в костной ткани, при которых в ней начинают происходить структурные изменения и, как следствие, возникают и развиваются патологии, например, начало резорбции костной ткани и т. п. [10]. Как указывается в

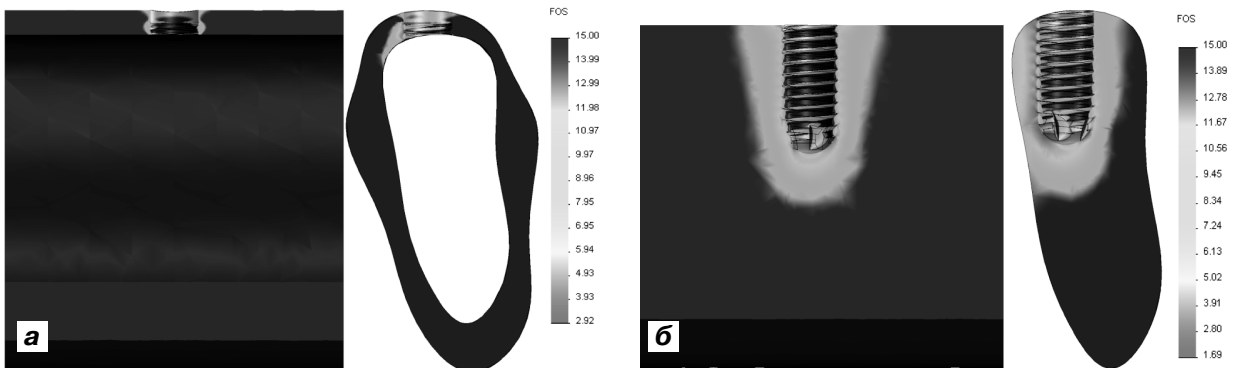


Рис. 3. Картины распределения коэффициента запаса в костных тканях:  
а – в компактной; б – в губчатой.

[10] величина этих напряжений может составлять лишь сотые доли от предела прочности кости. В посвященных этому вопросу работах приводится ряд механических свойств костных тканей, полученных различными методами, которые для сравнения сведены в **таблице 1** [1,2,5,8,10,12,15].

Как следует из **таблицы 1**, только в одной зарубежной работе [15] приведена конкретная экспериментальная величина травмирующих напряжений. Приведенных в работе [10] различных примерах расчетов принимается, что величина травмирующих напряжений для губчатой ткани кости находится в диапазоне 8 – 15 МПа без ссылок на конкретные источники.

Учитывая все выше сказанное, при дальнейшем исследовании нами были приняты следующие величины основных механических характеристик и травмирующих напряжений костных тканей нижней челюсти (**табл. 2**).

Таблица 2

**Основные механические характеристики травмирующих напряжений костных тканей нижней челюсти**

Тип костной ткани	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Травмирующие напряжения, МПа
Компактная	13,7	0,3	122
Губчатая	1,37	0,3	12

Для количественной оценки напряженно-го состояния биомеханической системы были использованы полученными ранее нами в работе [4] картины распределения эквивалентных напряжений по Мизесу. При этом очень удобным при анализе напряженного состояния является использование коэффициента запаса (*FOS* – *factor of safety*), вычисляемого как отношение предельно допустимых напряжений к действующим – эквивалентным по Мизесу. Очевидно, что при  $FOS > 1$  для костной ткани челюстного сегмента обеспечивается

такое поле действующих напряжений на всех участках ее контакта с опорной винтовой частью имплантата, что они не превосходят величины травмирующих напряжений. Если  $FOS < 1$ , то это условие не удовлетворяется, и в костной ткани прогнозируется появление структурных изменений, которые могут развиваться в ее резорбцию. На **рис. 3** показаны полученные картины распределения коэффициента запаса *FOS* для компактной и губчатой костной ткани челюстного сегмента для базового варианта имплантата.

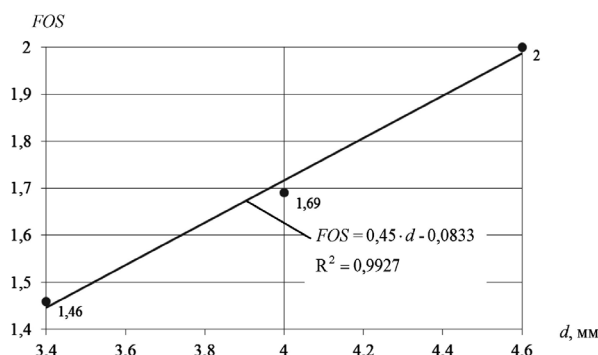
Анализ полученных результатов позволил сделать вывод, что наиболее нагруженным элементом биомеханической системы является губчатая кость, минимальный коэффициент запаса *FOS* которой существенно меньше коэффициента запаса компактной кости.

На основании этого для качественной оценки влияния геометрических параметров имплантата – диаметра (*d*), длины (*l*), угла наклона абатмента ( $\varphi$ ) на напряженное состояние биомеханической системы «винтовой имплантат – челюстной сегмент» была использована минимальная величина коэффициента запаса *FOS* для губчатой кости. Для того, чтобы иметь возможность аналитически вычислять его значения при произвольном значении этих параметров необходимо знать вид функции трех переменных  $FOS = f(d, l, \varphi)$ . Учитывая специфику и сложность моделирования рассматриваемой биомеханической системы, вид данной функциональной зависимости может быть получен абсолютно точно только табличным способом в результате проведения серии конечно-элементных расчетов при дискретном изменении параметров имплантата. Учитывая это, выявление искомой зависимости  $FOS = f(d, l, \varphi)$  может быть осуществлено методом множественной регрессии [6]. Так, к примеру, при использовании регрессионной модели второго порядка можно получить развернутую функцию, связывающую величину коэффициента запаса *FOS* губчатой кости с геометрическими параметрами имплантата в виде

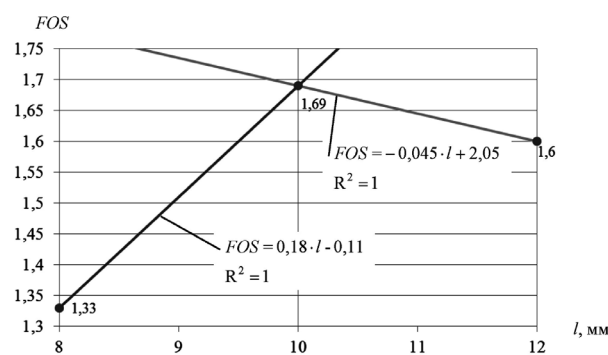
$$FOS = \alpha_0 + \alpha_1 \cdot d + \alpha_2 \cdot l + \alpha_3 \cdot \varphi + \alpha_{12} \cdot d \cdot l + \alpha_{13} \cdot d \cdot \varphi + \alpha_{23} \cdot l \cdot \varphi + \alpha_{11} \cdot d^2 + \alpha_{22} \cdot l^2 + \alpha_{33} \cdot \varphi^2, \quad (1)$$

где  $\alpha_0, \alpha_i, \alpha_{ii}, \alpha_j$  – коэффициенты регрессии, которые подлежат определению.

Таким образом, численному определению в общем случае подлежат 10 коэффициентов регрессии. Для их



**Рис. 4.** Зависимость коэффициента запаса губчатой кости от диаметра винтового имплантата при  $l = 10$  мм;  $\varphi = 15^\circ$ .



**Рис. 5.** Зависимость коэффициента запаса губчатой кости от длины винтового имплантата при  $d = 4$  мм;  $\varphi = 15^\circ$ .

корректного нахождения необходимо проведение довольно большого количества конечно-элементных расчетов, охватывающих как можно более широкий спектр возможных вариаций геометрической конфигурации имплантата.

Учитывая выше сказанное и тот факт, что конечно-элементный анализ рассматриваемой биомеханической системы довольно трудоемок даже при использовании современных вычислительных комплексов, применим вместо регрессионной модели (1) линейную аппроксимацию искомой функции по формуле Тейлора [8]. При этом аппроксимируемая функция трех переменных  $FOS = f(d, l, \varphi)$  при конечных приращении параметров имплантата  $\Delta d$ ,  $\Delta l$  и  $\Delta \varphi$  с точностью до величин второго порядка малости может быть представлена в виде

$$F(d, l, \varphi) = F_0 + f'_d \Delta d + f'_l \Delta l + f'_\varphi \Delta \varphi, (2)$$

где  $F_0$  – значение функции в базовой точке  $d = d_{\text{баз}}$ ,  $l = l_{\text{баз}}$ ,  $\varphi = \varphi_{\text{баз}}$ ;  $f'_d$ ,  $f'_l$ ,  $f'_\varphi$  – частные производные по переменным  $d$ ,  $l$  и  $\varphi$  в точке  $d = d_{\text{баз}}$ ,  $l = l_{\text{баз}}$ ,  $\varphi = \varphi_{\text{баз}}$ .

В предположении возможности линеаризации функции  $FOS = f(d, l, \varphi)$  вблизи базовой точки  $d = d_{\text{баз}}$ ,  $l = l_{\text{баз}}$ ,  $\varphi = \varphi_{\text{баз}}$  частные производные  $f'_d$ ,  $f'_l$ ,  $f'_\varphi$  определяются с помощью регрессионной модели:

$$\{Y\} = \|A\| \cdot \{X\}, (3)$$

где  $\{Y\}$  – вектор откликов;  $\|A\|$  – искомая матрица параметров модели;  $\{X\}$  – вектор входных параметров.

Векторы  $\{X\}$  и  $\{Y\}$  имеют вид:

$$\{X\} = \{d, l, \varphi\} \quad \{Y\} = \{f'_d, f'_l, f'_\varphi\}, (4)$$

Для реализации алгоритма линейной аппроксимации искомой функции  $FOS = f(d, l, \varphi)$  не требуется проведения трудоемких конечно-элементных расчетов как можно большего количества конфигураций имплантата. Для получения

регрессионных зависимостей частные производные  $f'_d$ ,  $f'_l$ ,  $f'_\varphi$  по переменным  $d$ ,  $l$  и  $\varphi$  достаточно рассмотрения следующей минимально возможной выборки:

$$F = 1,69 + 0,45(d - 4) + 0,18(l - 10) + 0,006797(\varphi - 15) \text{ при } d \leq 10 \text{ мм}$$

$$F = 1,69 + 0,45(d - 4) - 0,0045(l - 10) + 0,006797(\varphi - 15) \text{ при } d > 10 \text{ мм} (6)$$

$$\begin{pmatrix} d = \text{var} & l_{\text{баз}} & \varphi_{\text{баз}} \\ d_{\text{баз}} & l = \text{var} & \varphi_{\text{баз}} \\ d_{\text{баз}} & l_{\text{баз}} & \varphi = \text{var} \end{pmatrix}, (5)$$

где  $d_{\text{баз}} = 4,0$  мм,  $l_{\text{баз}} = 10$  мм,  $\varphi_{\text{баз}} = 15^\circ$  – геометрические параметры конфигурации имплантата, выбранного за базовый вариант;  $d = \text{var}$ ,  $l = \text{var}$ ,  $\varphi = \text{var}$  – варьируемые геометрические параметры.

Следует отметить, что выбор базового варианта не является принципиальным, а его назначение служит только для возможности проведения сравнительной оценки.

На рис. 4–6 показаны зависимости минимального значения коэффициента запаса губчатой кости и их линейные аппроксимации, полученные с помощью метода наименьших квадратов. Для статистической оценки меры согласования полученных уравнений регрессии с данными серии конечно-элементных расчетов на рисунках приведен коэффициент детерминации ( $R^2$ ), диапазон изменения которого может лежать в диапазоне от 0 до 1. Если  $R^2$  близок к 1, это указывает на то, что модель работает очень хорошо (имеет высокую значимость), а если к 0, то это означает низкую значимость модели.

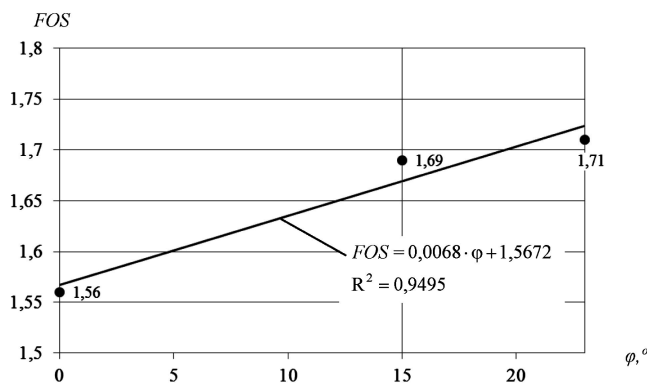
С учетом изложенного выше линейная аппроксимация искомой функции  $FOS = f(d, l, \varphi)$  примет следующий вид:

Для сопоставления результатов ниже представлена аппроксимация функции  $FOS = f(d, l, \varphi)$ , полученная в результате пошагового регрессионного анализа согласно формуле (1) при использовании только ее линейной части:

$$F = -1,352 + 0,502d + 0,083l + 0,00885\varphi (7)$$

**Сравнение результатов, полученных при проведении серии конечно-элементных расчетов, и при помощи аппроксимационных выражений для функции  $FOS = f(d, l, \varphi)$**

Диаметр $d$ , мм	Длина $l$ , мм	Угол наклона $\varphi$ , град	Значение минимального коэффициента запаса губчатой кости $FOS$				
			Конечно-элементный расчет	Линейная аппроксимация	Коэффициент детерминации ( $R^2$ )	Регрессионный анализ	Коэффициент детерминации ( $R^2$ )
3,4	10	15ε	1,46	1,42	0,9662	1,32	0,8617
4,0			1,69	1,69		1,62	
4,6			2,00	1,96		1,92	
4,0 м	8	15ε	1,33	1,33		1,45	
	10		1,69	1,69		1,62	
	12		1,60	1,67		1,78	
4,0	10	0ε	1,56	1,58		1,48	
		15ε	1,69	1,69		1,69	
		23ε	1,71	1,74		1,70	



**Рис. 6. Зависимость коэффициента запаса губчатой кости от угла наклона абатмента при  $d=4$  мм;  $l=10$  мм.**

В табл. 3 для сравнимости представлены результаты, полученные при проведении серии конечно-элементных расчетов, и при помощи аппроксимационных выражений (6) и (7).

**Выводы.** Анализ полученных результатов позволяет сделать следующие выводы:

1. Для оценки влияния геометрических параметров биомеханической системы «винтовой имплантат – челюстной сегмент» на напряженное состояние губчатой ткани проведена серия конечно-элементных расчетов, которая позволила выявить основные тенденции изменения ее коэффициента запаса  $FOS$  по отношению к величине травмирующих напряжений в зависимости от диаметра, длины имплантата и угла наклона абатмента.

2. Проведен регрессионный анализ результатов серия конечно-элементных расчетов биомеханической системы, который позволил установить аналитическую связь между ее геометрическими параметрами и коэффициентом запаса  $FOS$  губчатой кости. В силу непомерного роста трудоемкости конечно-элементных расчетов по затратам времени была использована только линейная ее модель, что отразилось в достаточно низком коэффициенте детерминации ( $R^2=0,8617$ ) полученной аналитической зависимости.

3. Для минимально допустимого количества конфигураций имплантата, необходимого для аппроксимации функциональной зависимости между запасом  $FOS$  губчатой кости и диаметром, длиной имплантата и углом наклона абатмента, реализован эффективный алгоритм ее линеаризации. Полученная аналитическая зависимость обладает достаточно высоким коэффициентом детерминации ( $R^2=0,9662$ ) в рассматриваемом диапазоне конфигураций имплантата, что позволяет ее рекомендовать к практическому применению.

**Перспективы дальнейших исследований:** клинические исследования исходя из обоснования выбора дентального имплантата в клинической практике на этапе планирования операций в зависимости от характеристик костной ткани имплантационного поля.

### Литература

1. Биомеханика твердых тканей зуба при замещении полости типа МОД керомерными вкладками или прямыми композитными реставрациями / В. Н. Олесова, Е. С. Клепилин, В. П. Рогатнев [и др.] // Стоматология. – 2006. – Т. 85. – № 1.
2. Загорский В. А. Биомеханика костной ткани челюстей и черепа человека / В. А. Загорский, В. В. Загорский. – Краснодар : ДенталЮг. – 2010. – № 5. – С. 64 – 67.
3. Каталог имплантатов «Аxiom» компании «Anthogyr».
4. Курицын А. В. Конечно-элементное моделирование взаимодействия винтового имплантата с костными тканями челюстного сегмента / А. В. Курицын, Куцевляк В. И., А. В. Кондратьев.

5. Матвеева А. И. Математическое моделирование ортопедических конструкций с опорой на внутрикостные имплантаты / А. И. Матвеева, В. А. Канатов, С. С. Гаврюшин // *Стоматология*. – 1991 – №4. – С. 62 – 65.
6. Норман Дрейпер Прикладной регрессионный анализ. Множественная регрессия / Норман Дрейпер, Гарри Смит. – М.: «Диалектика», 2007. – 912 с.
7. Румшицкий Л. З. Математическая обработка результатов эксперимента: справ. руков. / Л. З. Румшицкий. – М.: Наука, 1971. – 192 с.
8. Соловьев М. М. Биомеханические свойства тканей пародонта / М. М. Соловьев, В. В. Лисенков, И. И. Демидова // *Стоматология*. – 1999. – Т. 18. – №3. – С. 61–67.
9. Чуйко А. Н. О биомеханике дентальных имплантатов в зависимости от их диаметра и длины / А. Н. Чуйко, Д. Е. Холин // *Стоматолог*. – Харьков, 2008 – № 3. – С. 60 – 64 (Ч. 1); №4. – С. 50 – 55 (Ч. 2); №5. – С. 47 – 50 (Ч. 3).
10. Чуйко А. Н. О биомеханике дентальных имплантатов в зависимости от их диаметра и длины / А. Н. Чуйко, Д. Е. Холин // *Стоматолог*. – Харьков, 2008 – № 3. – С. 60 – 64 (Ч. 1); №4. – С. 50 – 55 (Ч. 2); №5. – С. 47 – 50 (Ч. 3).
11. *Biomechanics of dental implants: handbook for researchers* / editor Murat Zehreli. – New York : Nova Science Publishers, 2012. – 365 p.
12. Carter D. R. Tensile fracture of cancellous bone / D. R. Carter, G. H. Schwab, D. M. Spengler // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 1980. – №51. – P. 733 – 741.
13. Evaluation of Design Parameters of Dental Implant Shape, Diameter and Length on Stress Distribution: A Finite Element Analysis / M. Mohammed Ibrahim, C. Thulasingam, K. S. G. A. Nasser [et al.] // *J. Indian Prosthodont. Soc.* – 2011. – №11(3). – P. 165 – 171.
14. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study / V. Demenko, I. Linetskiy, K. Nesvit [et al.] // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2012. P. 1 – 7.
15. Pegoretti A. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post / A. Pegoretti, L. Fambri, G. Zappini, M. Bianchetti // *Biomaterials*. – 2002. – №23. – P. 2667 – 2682.

УДК 616.314-089.843-035

### **ВИЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ ЗАЛЕЖНОСТІ МІЖ ОСНОВНИМИ ГЕОМЕТРИЧНИМИ ПАРАМЕТРАМИ ГВИНТОВОГО ІМПЛАНТАТА РІЗНОЇ КОНФІГУРАЦІЇ І НАПРУЖЕНИМ СТАНОМ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ ЩЕЛЕПНОГО СЕГМЕНТУ**

**Курицин А. В., Куцевляк В. І., Кондратьев А. В.**

**Резюме.** На сьогодні відносно новим напрямом стоматології, що швидко розвивається, є дентальна імплантологія. Успішній операції дентальної імплантації обов'язково повинні передувати ретельне опитування пацієнта, аналіз клінічної ситуації, гігієнічних показників, а також можливість прогнозування взаємодії імплантата конкретної конфігурації з кістковою тканиною щелепного сегменту. Оцінці впливу основних геометричних параметрів різних імплантатів на поведінку біомеханічної системи присвячена досить велика кількість робіт, в яких лише констатується визначальна роль конфігурації опорної частини імплантата на напружений стан кісткової тканини щелепного сегменту.

Мета цього дослідження – виявити функціональну залежність між основними геометричними параметрами (діаметром, довжиною і кутом нахилу коронки абатмента) гвинтового імплантата різної конфігурації і напруженим станом кісткової тканини щелепного сегменту, що визначає поведінку біомеханічної системи «Гвинтовий імплантат – щелепний сегмент».

Для кількісної оцінки напруженого стану біомеханічної системи були використані отримані раніше нами в роботі картини розподілу еквівалентної напруги за Мізесом. При цьому дуже зручним при аналізі напруженого стану було використання коефіцієнта запасу (FOS – factor of safety), що обчислюється як відношення гранично допустимої напруги до тих, що діють, – еквівалентним за Мізесом. Очевидно, що при  $FOS > 1$  для кісткової тканин щелепного сегменту забезпечується таке поле діючої напруги на усіх ділянках її контакту з опорною гвинтовою частиною імплантата, що вони не перевершують величини травмуючої напруги. Якщо  $FOS < 1$ , то ця умова не задовольняється, і в кістковій тканині прогнозується поява структурних змін, які можуть розвинути в її резорбцію.

**Ключові слова:** дентальна імплантація, коефіцієнт запасу (FOS – factor of safety), травмуюча напруга, дентальний імплантат, абатмент.

УДК 616.314-089.843-035

### **ОПРЕДЕЛЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ЗАВИСИМОСТИ МЕЖДУ ОСНОВНЫМИ ГЕОМЕТРИЧЕСКИМИ ПАРАМЕТРАМИ ВИНТОВОГО ИМПЛАНТАТА РАЗНОЙ КОНФИГУРАЦИИ И НАПРЯЖЕННЫМ СОСТОЯНИЕМ КОСТНОЙ ТКАНИ ЧЕЛЮСТНОГО СЕГМЕНТА**

**Курицын А. В., Куцевляк В. И., Кондратьев А. В.**

**Резюме.** На сегодняшний день относительно новым, но несравнимо быстро развивающимся направлением стоматологии является дентальная имплантология. Успешной операции дентальной имплантации обязательно должны предшествовать тщательный опрос пациента, анализ клинической ситуации, гигиенических показателей, а также возможность прогнозирования взаимодействия имплантата конкретной конфигурации с костной тканью челюстного сегмента. Оценке влияния основных геометрических параметров различных имплантатов на поведение биомеханической системы посвящено достаточно большое

количество работ, в которых лишь констатируется определяющая роль конфигурации опорной части имплантата на напряженное состояние костной ткани челюстного сегмента.

Цель данного исследования – выявить функциональную зависимость между основными геометрическими параметрами (диаметром, длиной и углом наклона коронки абатмента) винтового имплантата различной конфигурации и напряженным состоянием костной ткани челюстного сегмента, определяющим поведение биомеханической системы «винтовой имплантат – челюстной сегмент».

Для количественной оценки напряженного состояния биомеханической системы были использованы полученные ранее нами в работе картины распределения эквивалентных напряжений по Мизесу. При этом очень удобным при анализе напряженного состояния является использование коэффициента запаса (*FOS* – *factor of safety*), вычисляемого как отношение предельно допустимых напряжений к действующим – эквивалентным по Мизесу. Очевидно, что при  $FOS > 1$  для костной ткани челюстного сегмента обеспечивается такое поле действующих напряжений на всех участках ее контакта с опорной винтовой частью имплантата, что они не превосходят величины травмирующих напряжений. Если  $FOS < 1$ , то это условие не удовлетворяется, и в костной ткани прогнозируется появление структурных изменений, которые могут развиваться в ее резорбцию.

**Ключевые слова:** дентальная имплантация, коэффициент запаса (*FOS* – *factor of safety*), травмирующее напряжение, дентальный имплантат, абатмент.

UDC 616.314-089.843-035

### **Determination of Functional Dependence between the Key Geometrical Parameters of the Screw Implant of Various Configuration and the Tension of Bone Fabric of the Maxillary Segment**

**Kuritsyn A. V. Kutsevlyak V. I. Kondratyev A. V.**

**Abstract.** To date, relatively new, but incomparably fast developing area of dentistry is a dental implantology. Successful dental implant surgery must be preceded by careful assessment of a patient, the analysis of the clinical situation, and hygiene indicators, and also an opportunity of forecasting of interaction implant particular configuration with the bone tissue of the jaw segment. The impact evaluation of basic geometrical parameters of various implants on the behavior of biomechanical systems devoted to a sufficiently large number of works, in which the only acknowledgement of the key role the configuration of the basic part of the implant on the stress state of the bone tissue of the jaw segment.

Earlier for different configurations of the implant were obtained view of the stress-strain condition on the boundary of “the basic part of the implant and bone”, which have allowed to estimate influence of his basic geometrical parameters on the behavior of biomechanical systems in General. The purpose of this study was to identify the functional relationship between the main geometrical parameters (diameter, length and angle of the crown abutment) screw various configuration and stressed state of the bone tissue of the jaw segment that defines the behavior of biomechanical systems “screw implant – jaw segment.”

As object of research was adopted synthesized by us earlier virtual model of biomechanical systems “screw implant – jaw segment”, determination of the stress-deformed state of elements which under the action of maximum chewing load is equal to 300 H performed using a software complex finite element analysis. Similarly, this paper of the geometric parameters of the implant correspond to the manufacturer “Anthogyr”. As a base case for the study was chosen configuration implant diameter of the threaded part = 4 mm, h = 10 mm and inclination angle of esthetic abutment = 15. For a quantitative estimation of stressed state of biomechanical systems were used earlier received in work picture of distribution of equivalent von Mises stress. It is very convenient for the analysis of the stress state is the use of the factor of safety (*FOS* – *factor of safety*), calculated as the ratio of maximum permissible voltage to current – Mises equivalent. It is obvious that at  $FOS > 1$  for bone tissue of the jaw segment provides such a field operating voltages on all areas of its contact with the anchor screw part of the implant that they do not exceed the value of traumatic stress. If  $FOS < 1$ , this condition is not satisfied, and bone predicted the emergence of structural changes, which can develop in its resorption. Figure 3 shows the received picture of the distribution of factor *FOS* for compact and spongy bone tissue of the jaw segment for the basic version of the implant.

Analysis of the obtained results have allowed to draw a conclusion that the most loaded element biomechanical system is porous bone, a minimum safety factor of *FOS* is much less margin compact bone.

On this basis for qualitative estimation of the influence of geometrical parameters of implant – diameter (*d*), of the length (*l*), the angle of the abutment ( $\Phi$ ) on the stress state of biomechanical systems “screw implant – jaw segment” was used the minimum value of the coefficient for *FOS* spongy bone. In order to be able to analytically calculate its values with arbitrary values of these parameters need to know the function of three variables. Given the specificity and complexity of simulation of this biomechanical systems, this functional dependence can be obtained absolutely-only table way in the series of finite element calculations under discrete change of parameters of the implant. Taking this into account, the identification of the required dependencies can be carried out by a method of multiple regression 6. So, for example, when using a regression model of the second order can obtain the detailed function, connecting the value of safety factor *FOS* spongy bone with geometric parameters of the implant.

Conclusions. Analysis of the obtained results allows to make the following conclusions. To estimate the influence of geometrical parameters of biomechanical systems “screw implant – jaw segment” on the stress state of the

spongy tissue of a series of finite element calculations, which made it possible to reveal the basic tendencies of change of its factor FOS in relation to the magnitude of traumatic stress, depending on the diameter of implant length and angle of the abutment. Regression analysis of the results of a series of finite element calculations biomechanical system that allowed to install the analytical relationship between its geometrical parameters and factor FOS spongy bone. Due unsustainable growth complexity of finite element calculations of the time was used only linear model, which is reflected in a low coefficient of determination ( $R^2=0,8617$ ) analytical dependences. For minimum configurations implant necessary for the approximation of the functional dependence between stock FOS spongy bone and diameter, the implant length and angle of abutment, implemented an efficient algorithm of its linearization. Analytic dependence has a high coefficient of determination ( $R^2=0,9662$ ) in the considered range of configurations implant that allows to recommend it for practical application.

**Keywords:** method of final elements (MFE), intense the deformed state (IDS), dental implant, abatement.

*Рецензент – проф. Новіков В. М.*

**Стаття надійшла 17. 06. 2014 р.**