

## Изучение биомеханического взаимодействия имплантатов и опорных тканей челюсти с применением метода конечных элементов

*Национальный аэрокосмический университет им. Жуковского "ХАИ"*  
*\*Карлов университет, Чехия*

### Введение

Имплантация является одним из основных методов ортопедической реконструкции в стоматологии. Его история насчитывает тысячелетия (рис. 1), но научное изучение метода начато в 60-х гг. [1], широкое клиническое применение – в 80-х гг. 20-го века. Эффективность дентальной имплантации в настоящее время составляет 80 % на верхней и 90 % на нижней челюсти [2].

Одной из основных составляющих столь высоких показателей является продолжающееся совершенствование конструкции имплантатов для обеспечения механического нагружения костных тканей, близкого к интактному (рис. 2-4), что способствует оптимальному течению восстановительных процессов и в значительной мере определяет эффективность дентальной имплантации.



Рис. 1 Часть морской раковины, установленной древнеегипетским стоматологом в челюсть для замены отсутствующего зуба [3]

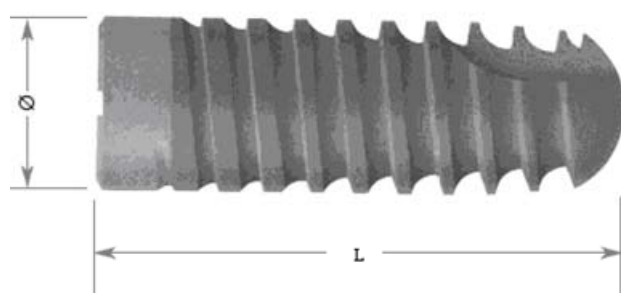


Рис. 2 Современные резьбовые имплантаты с навинченными абатментами



Рис. 3 Резьбовой имплантат, установленный в нижнюю челюсть

Решение актуальной задачи создания имплантата оптимальной формы в значительной степени определяется возможностями моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) дентальной системы (ДС) "имплантат-кость", основанного на численных методах исследования, в частности, применении для этих целей метода конечных элементов (МКЭ) [4-13]. МКЭ наиболее универсален с точки зрения моделирования разнообразной геометрии ДС, включения в расчет различных свойств материалов её составных частей, широты моделирования нагрузок и граничных условий [9-15]. Поскольку НДС в системе "имплантат-кость" сильно локализовано (рис. 5), а успех эксплуатации имплантата в конечном счете определяется уровнем напряжений, деформаций, а также контактных давлений на границе "имплантат-кость", точность моделирования НДС определяется уровнем адекватности конечноэлементной (КЭ) модели, разработанной для проведения



Ø \ L	8 mm	9.5 mm	11 mm	14 mm	17 mm
3.5 mm	A8	A9.5	A11	A14	A17
4.5 mm	B8	B9.5	B11	B14	B17
5.5 mm	C8	C9.5	C11	C14	C17
7.0 mm	D8*	D9.5*	D11*	D14*	

Рис. 4 Каталог резьбовых имплантатов типа Ankylos

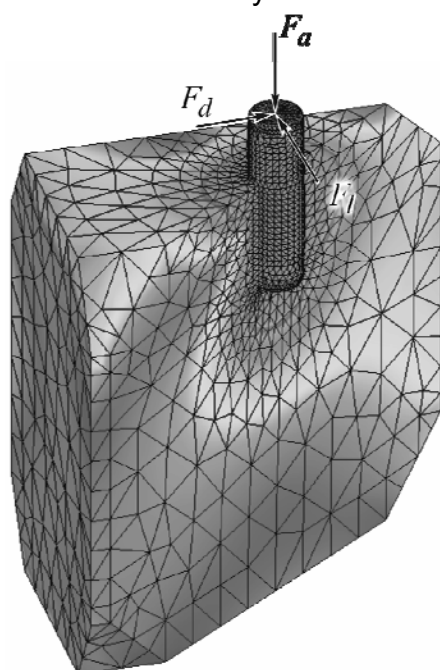


Рис. 5 Локализация НДС в зоне “цилиндрический имплантат – кортикальная кость” при вертикальном и боковом нагружении (нагрузки  $F_a = 114,0$  Н,  $F_d = 23,4$  Н,  $F_l = 17,3$  Н определены по методике [13])

таких исследований и апробированной на практике конкретных вычислительных процедур. При этом последние существенно ограничиваются ресурсами вычислительных систем.

Цель настоящего исследования – разработать и апробировать в исследованиях НДС трехмерную геометрическую и КЭ модель соединенного с костной тканью челюсти имплантата, которая позволила бы с высокой точностью моделировать локальное НДС в области контакта имплантата с костью на примере нижней челюсти в зоне моляра.

Поставленная цель включает прежде всего определение минимальной с точки зрения описания полноты локализации НДС длины участка кости (форма и максимальные размеры поперечного сечения нижней челюсти в этом месте взяты из практики и соответствуют строению зубов конкретного пациента [14, 15]). Важным является обоснование минимально необходимого числа КЭ, а также разработка системы выбора их вида и размеров, обеспечивающей экономию ресурсов ЭВМ. Большое влияние на результаты исследований оказывает также точность описания механических свойств материалов составных частей ДС, характеризующихся широким спектром значений (табл. 1 [15]), а также точность описания условий соединения имплантата с костью (т.н. остеоинтеграция).

Табл. 1. Свойства материалов, используемых в конечноэлементных исследованиях дентальных имплантатов [15]

Материал	Модуль упругости (МПа)	Коэффициент Пуассона	Автор
Кортикальная кость	2727	0.30	Rice et al <sup>18</sup>
	$1.0 \times 10^4$	0.30	Farah et al <sup>16</sup>
	$1.34 \times 10^4$	0.30	Cook et al <sup>19</sup>

	$1.5 \times 10^4$	0.30	Cowin <sup>20</sup>
Губчатая кость	150	0.30	Cowin <sup>20</sup>
	250	0.30	MacGregor et al <sup>17</sup>
	790	0.30	Knoell <sup>21</sup>
	$1.37 \times 10^3$	0.31	Borchers and Reichart <sup>22</sup>
Титановый сплав Ti-6Al-4V	$110 \times 10^3$	0.33	Colling <sup>23</sup>

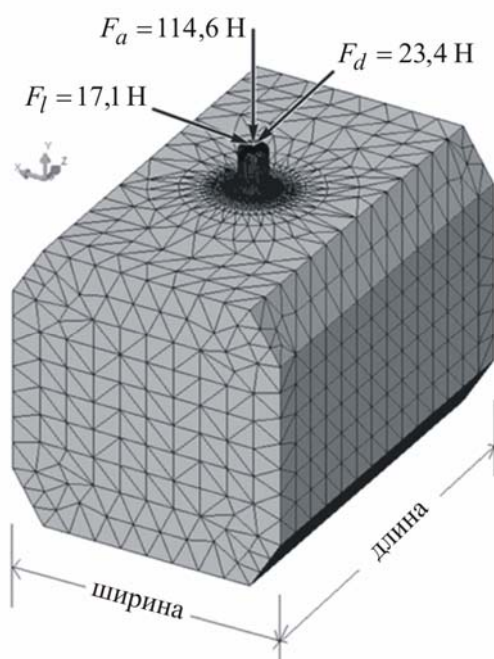


Рис. 6 Сетка КЭ на трехмерной модели элемента кости нижней челюсти с внедренным имплантом. Стрелками указаны действующие усилия 17,1 Н, 114,6 Н и 23,4 Н [24], приложенные в язычно-щечном, осевом и передне-заднем направлениях соответственно. Усилия приложены в центре имплантата на расстоянии 4,5 мм от верхней границы кости

## Материалы и методы исследования

Трехмерная твердотельная модель костной структуры с цилиндрическим остеointегрированным имплантатом (рис. 6) была выбрана аналогичной [13]. Она была использована для создания трехмерной КЭ модели ДС с первоначальной базовой длиной  $l_0 = 20$  мм (количество КЭ – 387000). Показатели НДС (компоненты напряжений, деформаций, перемещений) вычисляли с применением МКЭ. Его суть [25, 26] состоит в том, что искомую непрерывную функцию, описывающую распределение по объему деформированного твердого тела (ДТТ) того или иного параметра НДС (перемещения, деформации, напряжения), аппроксимируют полиномами, представляющими собой множество кусочно-непрерывных функций, определенных на конечном числе подобластей, называемых конечными элементами.

Точность численного решения определяется видом аппроксимирующей функции (например, степенью полинома), а также размером КЭ данного вида (например, тетраэдр). Чем качественнее аппроксимация внутри элемента (то есть выше степень аппроксимирующего полинома) и чем больше их количество, тем точнее кусочно-непрерывная

совокупность функций описывает искомую функцию распределения физической величины, характеризующей НДС (напряжение, деформация, перемещение).

Простейшим типом КЭ на плоскости является треугольный элемент (в пространстве – тетраэдр) с линейной аппроксимацией внутри него. При увеличении числа узлов в КЭ появляется возможность улучшить аппроксимацию за счет повышения степени аппроксимирующего полинома. Более того, увеличение числа узлов в КЭ позволяет изменять геометрические очертания элементов (вводить в рассмотрение КЭ с криволинейными границами) и улучшает сопряжение соседних элементов (на границе между элементами кусочно-непрерывные функции могут

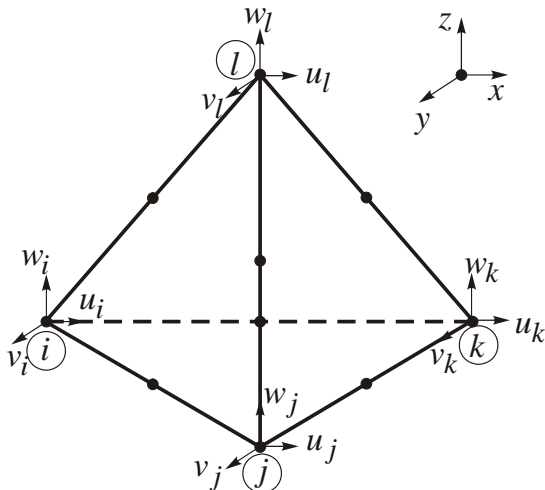


Рис. 7 Схема конечного элемента, используемого при дискретизации геометрической модели ДС “имплантат-кость” [26]

дискретизацию геометрической модели (3D) проводили с использованием симплекс-элемента (тетраэдр) (рис. 7) с параболической интерполяцией искомой функции перемещений  $u(x, y, z)$ ,  $v(x, y, z)$ ,  $w(x, y, z)$ , вычисляемых в вершинах тетраэдра и срединных точках его ребер, т. к. для аппроксимации функции внутри элемента использовались полиномы второй степени.

В исследованиях были использованы имплантаты в форме цилиндра с размерами, соответствующими каталогу фирмы Ankylos [27] – с диаметром 3,8 мм и длиной 14 мм.

В расчетной модели все материалы предполагались изотропными, однородными и линейно упругими, несмотря на имеющую место анизотропию кортикальной кости в продольном и поперечном направлениях [15]. Имплантат и фрагмент кости полагали жестко соединенными по всей поверхности их контакта (модель полной остеоинтеграции).

Механические свойства титанового имплантата и кортикальной (компактной) кости (предполагалось, что в настоящих исследованиях применима упрощенная физическая модель кости челюсти, состоящая исключительно из кортикальных клеток) были приняты аналогично [15]: титан: модуль продольной упругости  $E_T = 1,1 \times 10^5$  МПа, коэффициент Пуассона  $\mu = 0,35$ ; соответственно для кортикальной кости:  $E_k = 0,137 \times 10^5$  МПа,  $\mu = 0,30$ .

На результаты численного расчета НДС существенно влияет точность моделирования внешних нагрузок на имплантат. По величине и направлению они изменяются в широких пределах, а вектор суммарного окклюзионного усилия ориентирован относительно продольной оси имплантата произвольно. Согласно работе [28] наибольший по величине компонент окклюзионного нагружения действует в вертикальном направлении и по результатам измерений [29] колеблется от 77 до 2440 Н. Боковая (язычно-щечная) составляющая существенно ниже и не превышает 100 Н [29]. При использовании одиночного имплантата в качестве

иметь одинаковые значения производных, то есть искомая функция в случае параболической аппроксимации изменяется плавно, а при линейной – скачкообразно. Такой подход к улучшению качества получаемого решения приводит к усложнению (по сравнению с линейными элементами) алгоритма вычисления матрицы жесткости, т. к. при этом приходится проводить численную процедуру интегрирования, что одновременно приводит и к некоторому снижению точности вычислений. Этих же результатов можно достичь простым увеличением числа элементов, но более простых. Чаще всего вычислители идут по второму пути, учитывая постоянно растущие возможности процессоров. В настоящих исследованиях

опоры для дентального протеза появляется дополнительный изгибающий момент, достигающий 4 Н·м [30].

Наиболее точная модель внешних нагрузок должна включать совместное действие всех компонент окклюзионной нагрузки. В настоящих исследованиях использована наиболее полная система внешних нагрузок на имплантат, учитывающая наличие всех составляющих в пропорции, установленной экспериментально в [24]: вертикальная  $F_a = 114,6$  Н, язычно-щечная  $F_l = 17,1$  Н, передне-задняя  $F_d = 23,4$  Н.

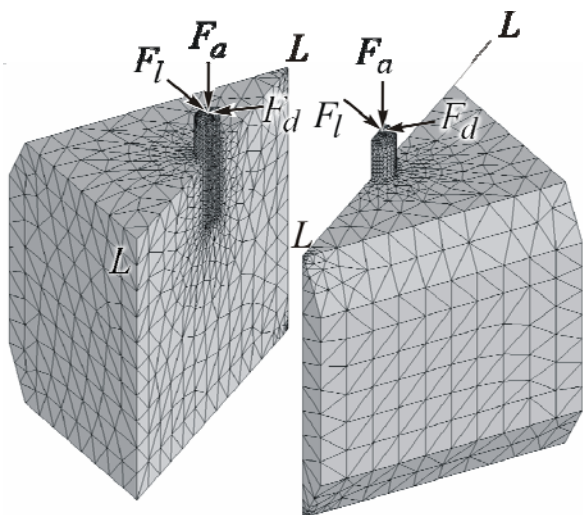


Рис. 8 Конечно-элементная модель дентальной системы "имплантат-кость" с выделением плоскости максимального нагружения L-L

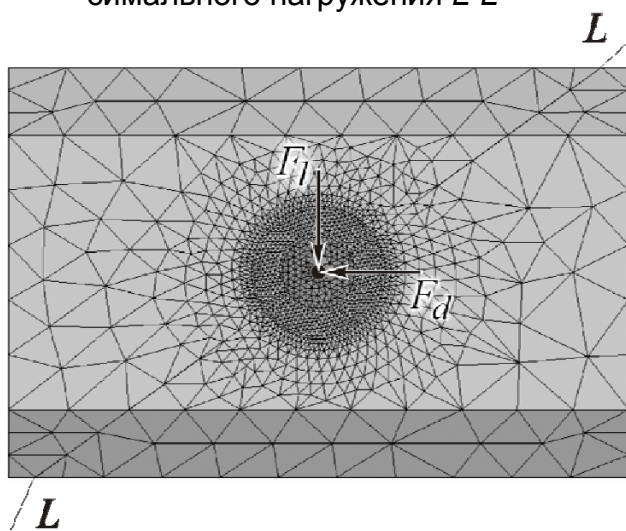


Рис. 9 Определение плоскости максимального нагружения L-L, в которой действует горизонтальная сила

$$F_h = \sqrt{F_l^2 + F_d^2}$$

## Результаты исследований

### 1. Определение плоскости максимального нагружения

В результате суммирования двух горизонтальных компонент окклюзионной нагрузки на ДС "имплантат-кость" (рис. 8) можно определить силовую плоскость L-L (см. также рис. 9, 10), в которой будут действовать максимальные напряжения. Для исследования параметров НДС разбиение на КЭ производили отдельно для левой и правой подборок исследуемой ДС, разделенных плоскостью L-L, с последующим их соединением.

Нами изучены распределения компонент НДС, а также перемещений точек границы контакта имплантата с костной тканью в плоскости максимального нагружения. Показано, что максимальные эквивалентные напряжения Мизеса в плоскости максимального нагружения (зона сжатия) достигают 26 МПа при окклюзионном нагружении  $F_a = 114,6$  Н,  $F_l = 17,1$  Н,  $F_d = 23,4$  Н (по данным [30] предел прочности при сжатии кортикальной кости равен 170 МПа). На рис. 10 представлена схема деформирования системы "имплантат-кость" в плоскости максимального нагружения L-L (увеличено), иллюстрирующая локализацию зоны максимальных эквивалентных напряжений.

## 2. Выбор представительного цилиндра для обеспечения необходимой точности вычисления локализованного НДС “имплантат-кость”

Для детального изучения НДС локализованную зону кости, прилегающую к имплантату и принадлежащую плоскости максимального нагружения, необходимо разбить на КЭ достаточно малых размеров. В предшествующих исследованиях (например, [13]) размер КЭ был выбран равным  $a = 0,5$  мм с равномерным их распределением по объему кости. Как показали наши исследования, такая точность недостаточна для оценки НДС исследуемой ДС, а дальнейшее уменьшение размеров КЭ ограничивается возможностями ЭВМ. Так, например, для элемента кости с размерами  $30 \times 30 \times 20$  мм, а также имплантата с диаметром  $d = 2,9$  мм и длиной  $l = 11,36$  мм при размере КЭ  $a = 0,6$  мм общее число КЭ равно 387000.

Для решения поставленных задач мы использовали неравномерные сетки, загущенные в области контакта имплантата с костной тканью. При этом возможностей автоматического неравномерного разбиения сеток, предлагаемого ПО Cosmos, ANSYS и др., недостаточно, в первую очередь для решения контактных задач, использующих итерационные алгоритмы, поскольку погрешности выполнения условия непроникновения имплантата в кость как правило зависят от максимального размера КЭ.

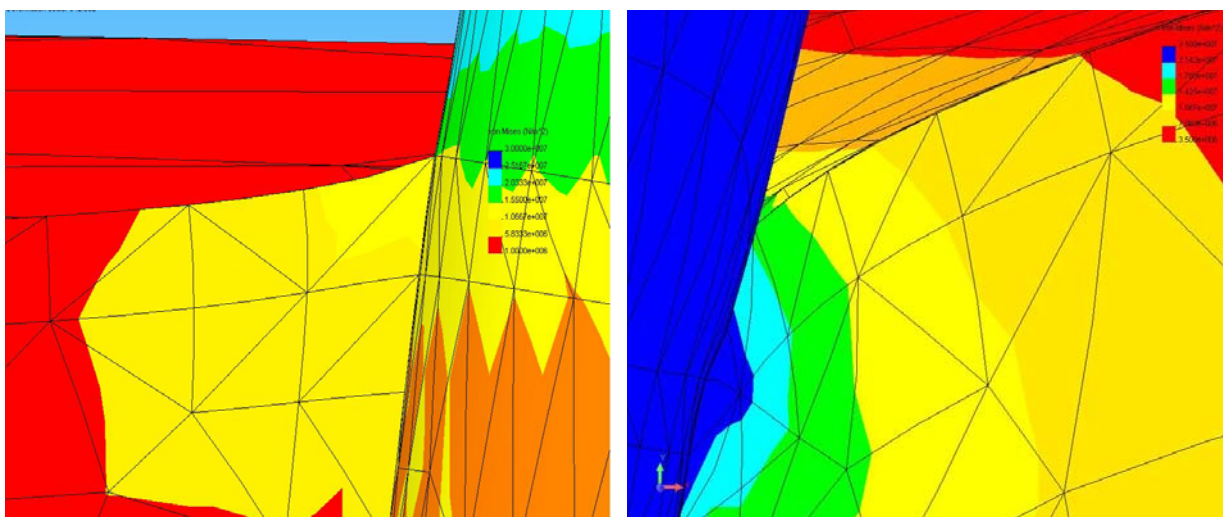


Рис. 10 Схема деформирования системы “имплантат-кость” в плоскости максимального нагружения  $L-L$ . Слева – зона растяжения, справа – зона сжатия. Толщина поверхностного монослоя конечных элементов  $t = 0,05$  мм (увеличено)

В наших исследованиях использована методика создания неравномерных сеток КЭ, т.е. использования КЭ с наименьшими размерами на границе “имплантат-кость”. Её суть состоит в выделении вокруг имплантата представительного цилиндра толщиной  $\alpha = (d_0 - d_i)/2$  (рис. 11). Для определения параметра  $\alpha$ , обеспечивающего локализацию 85...90% НДС внутри представительного цилиндра, нами исследованы зависимости распределения эквивалентных напряжений Мизеса по 4 линиям  $A, B, C, D$  пересечения плоскости максимального нагружения с представительным цилиндром (рис. 11). Исходные данные задачи: размер КЭ в имплантате  $a_i = 0,3$  мм; размер КЭ в области представительного цилиндра

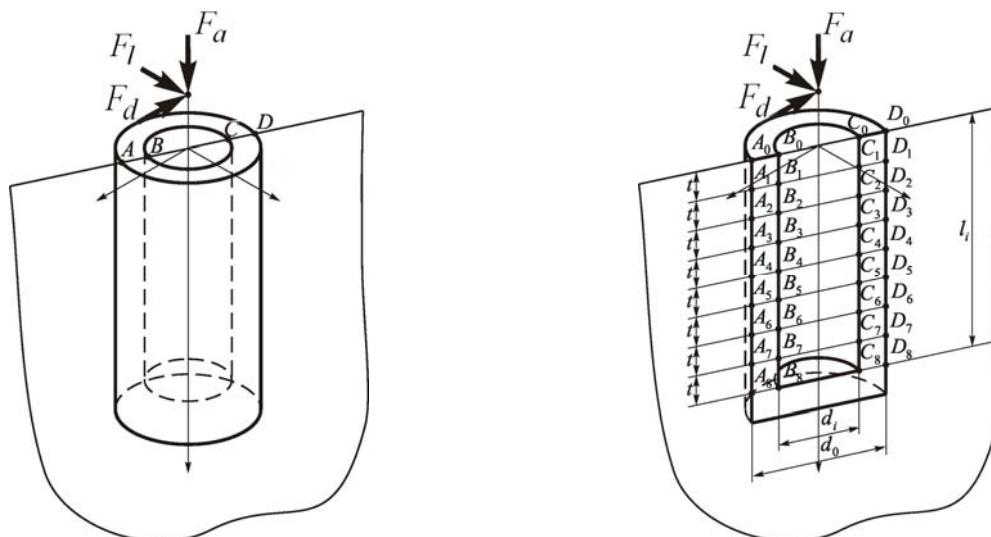


Рис. 11 Выделение представительного цилиндра в окрестности имплантата и линий исследования НДС в плоскости максимального нагружения  $L-L$

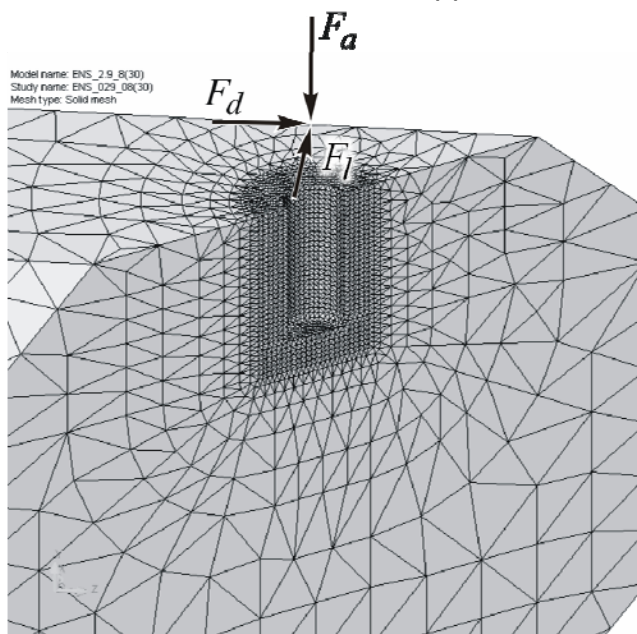


Рис. 12 Неравномерная сетка КЭ для исследования НДС ДС "имплантат-кость" с выделением представительного цилиндра.

Размеры кости:  $30 \times 30 \times 20$  мм, размеры имплантата:  $l = 11,36$  мм,  $d = 3,5$  мм. Раз-

мер КЭ внутри имплантата  $a_i = 0,3$  мм, минимальный размер КЭ внутри представительного цилиндра  $a_c = 0,25$  мм, максимальный размер КЭ кости  $a_b = 2$  мм,  $\alpha = 1,5$  мм. Общее число КЭ 214064

обеспечивал бы необходимую точность вычисления компонент НДС.

С использованием КЭ модели, включающей представительный цилиндр (рис. 12), нами выполнены исследования по влиянию размера КЭ внутри него на

$a_c = 0,25$  мм; размер КЭ на поверхности кости  $a_b = 2$  мм. КЭ модель задачи представлена на рис. 12.

В результате доказано, что при  $\alpha = 1,5$  мм и окклюзионном нагружении [24] для наиболее опасного с точки зрения НДС имплантата ( $d = 3,5$  мм,  $l = 11,36$  мм [27]) 85% НДС локализовано в пределах представительного цилиндра, что позволяет использовать созданную КЭ модель в дальнейших исследованиях, поскольку время расчёта при этом изменяется незначительно (8-12 мин). В дальнейших исследованиях толщина представительного цилиндра выбрана равной 1,5 мм.

### 3. Выбор необходимых размеров КЭ

Локализация НДС в зоне кости, прилегающей к имплантату, а также выделение плоскости максимального нагружения требуют выбора такого размера КЭ в зоне взаимодействия имплантата с костью, который

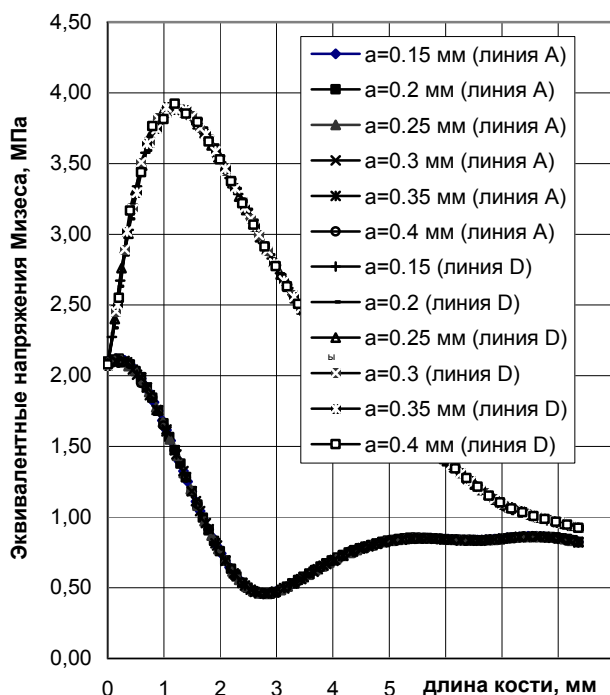


Рис. 13 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линиям пересечения плоскости максимального нагружения  $L-L$  с поверхностью представительного цилиндра (линии  $A$  и  $D$  на рис. 11) для различных размеров КЭ

величину эквивалентных напряжений Мизеса, определенных в точках линии пересечения плоскости максимального нагружения  $L-L$  с поверхностью цилиндра (линии  $A$  и  $D$  на рис. 11).

Расчеты выполнены для имплантата длиной  $l = 11,36$  мм и диаметром  $d = 2,9$  мм (глубина внедрения в кость  $6,86$  мм). Результаты этого численного эксперимента с использованием КЭ с размерами  $a = 0,15; 0,20; 0,25; 0,30; 0,35; 0,40$  мм представлены на рис. 13, из которого следует, что при изменении размера КЭ в пределах от  $0,15$  до  $0,4$  мм он не оказывает существенного влияния на эквивалентные напряжения. Поскольку уменьшение размера КЭ приводит к существенному увеличению необходимых ресурсов ЭВМ, для дальнейших расчетов было выбрано  $a \leq 0,25$  мм.

#### 4. Определение минимально необходимой длины кости в геометрической модели ДС "имплантат-кость"

Выбор условий опирания торцев участка кости, используемого при моделировании НДС ДС "имплантат-кость", существенно влияет на значения параметров НДС в исследуемой области. С этой точки зрения длину кости в КЭ модели следует выбрать достаточной для того, чтобы вид защемления торцев не влиял на распределение НДС на границе "имплантат-кость".

В исследованиях по оценке влияния длины кости на НДС ДС при построении ее геометрической модели предварительно был выделен внутренний представительный цилиндр толщиной до  $1,5$  мм, позволяющий выделить внутри него КЭ с размерами  $a_c = 0,25$  мм (см. рис 12). Цель численного эксперимента – установление зависимости эквивалентных напряжений Мизеса (по линиям  $A$  и  $D$  на рис. 11) от длины кости, принятой в её расчётной модели. Результаты вычислений представлены на рис. 14, из которого следует, что при увеличении длины кости более  $30$  мм значения эквивалентных напряжений в области локализованного НДС не зависят от её длины при различных условиях опирания торцев. На основании этого для дальнейших исследований принято  $l = 30$  мм.

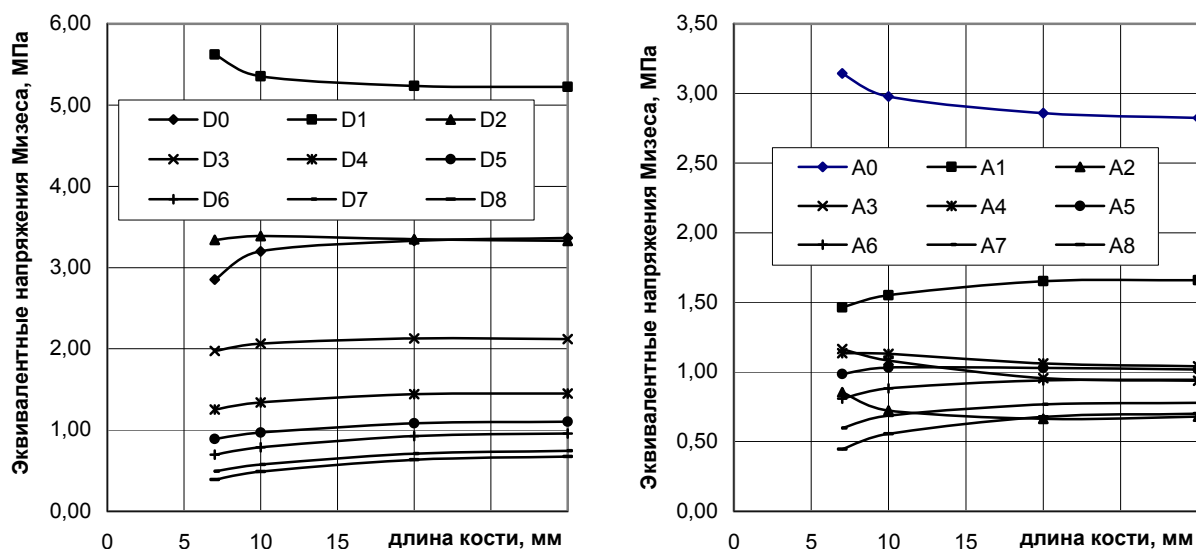


Рис. 14 Эквивалентные напряжения Мизеса в различных точках линий *A* и *D* при различной длине кости (слева – точки линии *D*, справа – точки линии *A* в соответствии с рис. 11)

## 5. Методика повышения точности вычисления параметров НДС на границе “имплантат-кость”

Выше было показано, что НДС в зоне контакта имплантата с костью локализовано в весьма узкой области. При окклюзионном нагружении системой сил  $F_a$ ,  $F_l$ ,  $F_d$  [24] её размеры можно оценить по рис. 15. Максимально нагруженными являются костные ткани, лежащие на границе “имплантат-кость” вблизи поверхности кости.

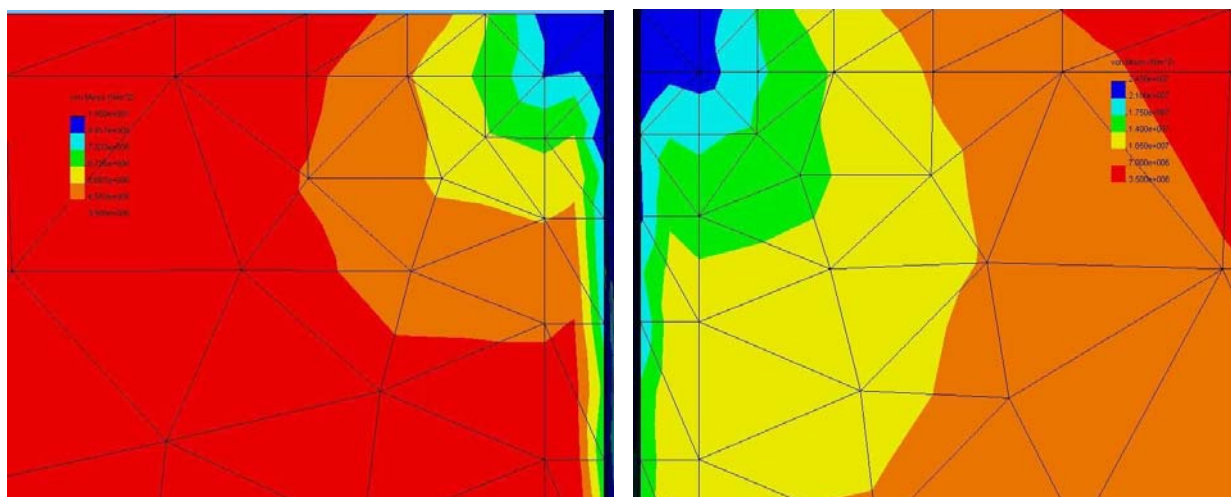


Рис. 15 Локализация НДС в зоне контакта имплантата с поверхностью кости в плоскости максимального нагружения (рис. 11). Минимальный размер КЭ  $a = 0,05$  мм. Слева – зона растяжения, справа – зона сжатия

Поскольку именно благоприятное биомеханическое состояние костной ткани определяет успех остеоинтеграции, важно максимально точно определить параметры НДС в этой локализованной зоне контакта. Поскольку в МКЭ напряжения вычисляются внутри КЭ, для повышения точности их вычисления на границе “им-

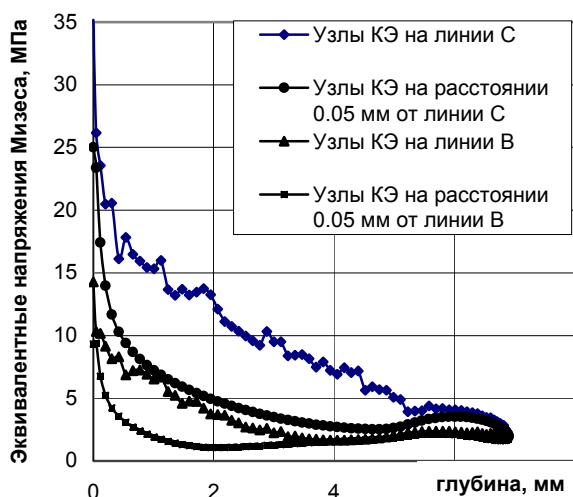


Рис. 16 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линиям пересечения плоскости наибольшего нагружения и поверхности имплантата (линии *B* и *C* на рис. 11) при использовании значений, вычисленных в узлах, лежащих на линиях *B* и *C*. Для сравнения показаны графики, в которых использованы значения в узлах, близлежащих к линиям *B* и *C*. Размер КЭ  $a = 0,12$  мм

$B_0$  и  $C_0$  на рис. 11) отличаются при этом более чем на 40%. Для повышения точности вычисления параметров НДС в точках на границе “имплантат-кость” нами разработана методика, заключающаяся в выделении вокруг имплантата внутри представительного цилиндра дополнительного слоя с толщиной, определяемой минимально возможным размером КЭ для данной геометрии имплантата. Схема такого численного эксперимента для цилиндрического имплантата представлена на рис. 17, а для имплантата типа Ankylos – на рис. 18. Выполнены исследования по определению необходимой толщины дополнительного слоя и соответствующих ей размеров КЭ.

В качестве критерия выбора толщины такого слоя выбрано (10...12%) отличие эквивалентных напряжений Мизеса в срединной поверхности дополнительного слоя от истинных значений, вычисленных на границе “имплантат-кость”. Мы исследовали графики распределения эквивалентных напряжений Мизеса по радиусу на двух уровнях ДС: 1-м, лежащем на глубине 0,05 мм от поверхности кости и 2-м, на глубине 4,0 мм от поверхности кости с использованием ПО ANSYS.

Для этого численного эксперимента предложена геометрическая модель исследуемой ДС, представленная на рис. 19. Показано, что дополнительный слой толщиной 0,05 мм обеспечивает отклонение приближенных значений параметров НДС от точных решений, полученных с использованием ПО ANSYS не более чем на 12% на уровне 1 (глубина 0,05 мм) и не более чем 7% на уровне 2 (глубина 4,0 мм). Указанная толщина дополнительного слоя может быть рекомендована в исследованиях НДС биомеханических систем сложной геометрической формы.

плантат-кость” следует стремиться к уменьшению размеров граничных КЭ. Как правило, для однородного материала вычисление напряжений в узлах КЭ сетки производят путем осреднения их значений, вычисленных в окружающих узел элементах. Если использовать этот подход для вычисления напряжений в узлах лежащих на границе контакта двух разнородных тел (кость-металл), то в вычисления оказываются вовлеченными упругие характеристики обоих материалов, что не отражает истинную картину напряженного состояния в каждом из них и приводит к осцилляциям решений (рис. 16, линии —◆— и —▲—).

Использование для определения параметров НДС узлов КЭ сетки, близлежащих к границе “имплантат-кость”, устраняет осцилляции и позволяет более точно определить НДС на границе “имплантат-кость” (рис. 16, линии —●— и —■—). Однако максимальные значения эквивалентных напряжений в поверхностных точках линий *B* и *C* (см. точки

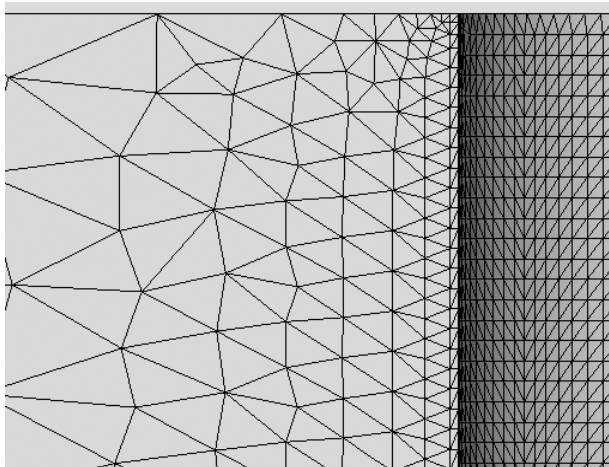


Рис. 17 КЭ модель ДС “цилиндрический имплантат-кость” с выделением дополнительного слоя толщиной 0,05 мм и размером КЭ  $a = 0,12$  мм

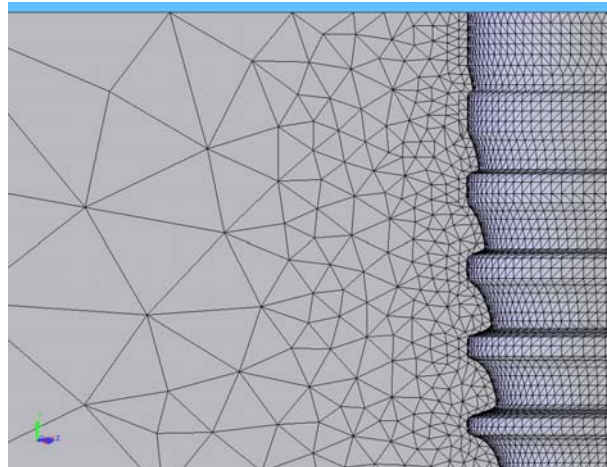


Рис. 18 КЭ модель ДС “Ankylos имплантат-кость” с выделением дополнительного слоя толщиной 0,1 мм и размером КЭ  $a = 0,12$  мм

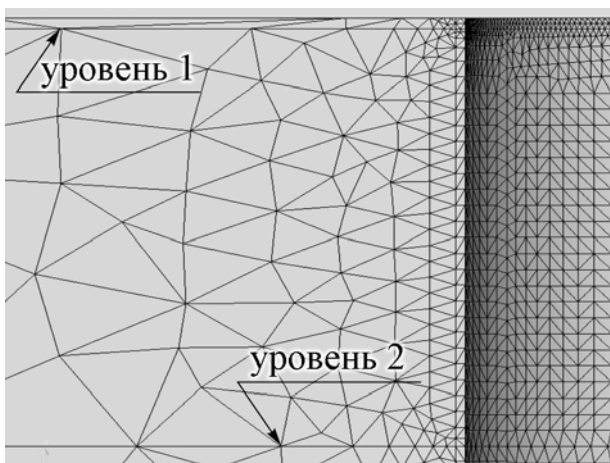


Рис. 19 КЭ модель ДС с выделением на глубине  $t_1 = 0,05$  мм и  $t_2 = 4,0$  мм двух горизонтальных уровней для исследования распределения эквивалентных напряжений по радиусу и обоснования выбора толщины дополнительного слоя

## 6. Моделирование дезостеоинтеграционных процессов в соединении “имплантат-кость”

Основоположник дентальной имплантологии Branemark P-J в 70-е годы экспериментально доказал, что титановые имплантаты в течение определенного срока после установки в ненагруженном состоянии плотно соединяются с костной тканью. Это дало основание большинству исследователей НДС ДС считать имплантат абсолютно жестко соединенным с костью. Однако имеющие до сих пор место неудачи в имплантации вынуждают изучать причины появления дезостеоинтеграции (disosseointegration) – процесса ослабления соединения поверхности имплантата с костью, который приводит к существенному перераспределению показателей

НДС в зоне контакта, что следует из рис. 20, 21, где представлено распределение эквивалентных напряжений Мизеса в плоскости наибольшего нагружения при условии идеальной остеоинтеграции и полной дезостеоинтеграции, а также из рис. 22, 23, где представлено распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линиям контакта имплантата с костью в плоскости максимального нагружения (линии *B* и *C* на рис. 11). Графики получены по результатам вычислений с граничными условиями, соответствующими идеальной остеоинтеграции (абсолютно жесткое соединение имплантата с костью по всей поверхности контакта), а также полной дезостеоинтеграции (имплантат установлен в кость без зазора).

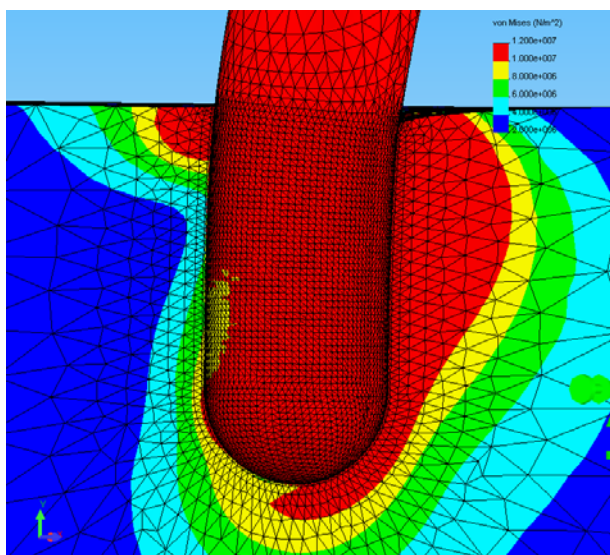


Рис. 20 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в плоскости максимального нагружения (рис. 11) в условиях идеальной остеointеграции (увеличено)

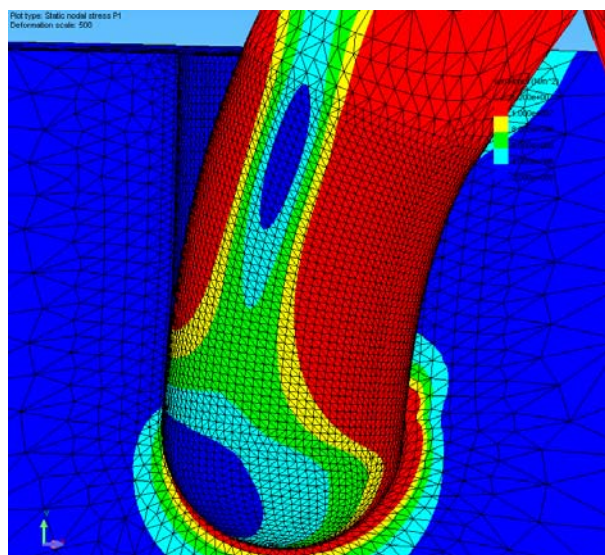


Рис. 21 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в плоскости максимального нагружения (рис. 11) в условиях полной дезостеоинтеграции (увеличено)

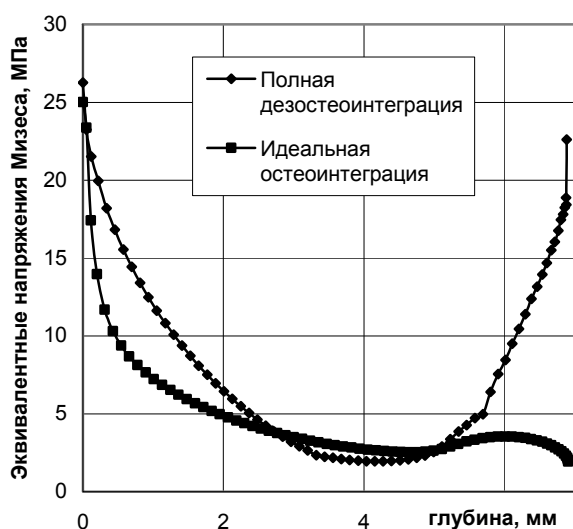


Рис. 22 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линии контакта имплантата с костью (зона сжатия) для условий идеальной остеинтеграции и полной дезостеоинтеграции

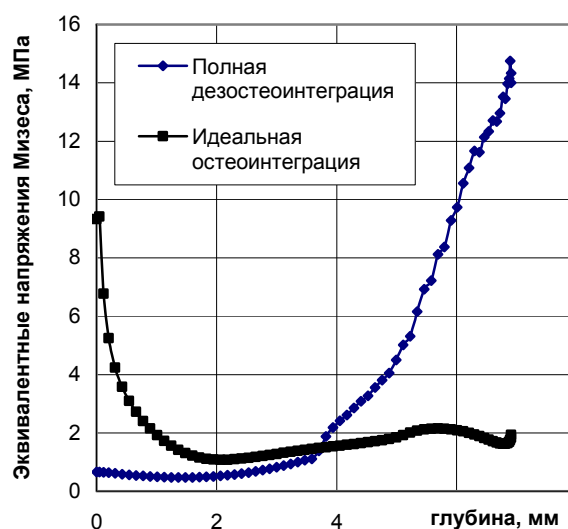


Рис. 23 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линии контакта имплантата с костью (зона растяжения) для условий идеальной остеинтеграции и полной дезостеоинтеграции

Дезостеоинтеграция приводит к появлению зазоров в области шейки (зона растяжения) или у корня имплантата (зона сжатия), т.е. рассоединению элементов ДС при ослаблении связи между ними. Очаги максимальных эквивалентных напряжений появляются не только у шейки имплантата (эффект достаточно хорошо изучен, например в [30]), а и в корневой части (полусферический подпятник). Опасность появления новой зоны больших локальных напряжений состоит в том, что, как правило, корневая часть имплантата (подпятник) опирается на губчатую

кость, предельные напряжения которой во много раз ниже, чем у кортикальной (см. табл. 1). Практическая важность полученных результатов состоит в том, что пациенты со сниженными прочностными свойствами кости должны подвергать установленные имплантаты внешнему нагружению только после достижения полной остеоинтеграции, либо использовать имплантаты с усиленной опорной корневой частью.

Физиологической причиной дезостеоинтеграции может быть не только разрастание у поверхности имплантата соединительной ткани значительно менее плотной и прочной, чем кость, но и уменьшение самой костной ткани в процессе эксплуатации имплантата. Основным физико-механическим параметром, описывающим текущее состояние кости, является ее модуль упругости (для изотропной и однородной модели ее материала), следовательно, его изменение в численной модели может быть связано с процессом изменения плотности материала. Нами предложена методика численного моделирования процесса дезостеоинтеграции и связанной с ней избыточной подвижности имплантата. Ее суть состоит в выделении в геометрической модели ДС “имплантат-кость” отдельного слоя, имитирующего область дезостеоинтеграции (толщиной  $\delta = 0,05$  мм) с переменными значениями модуля продольной упругости. Для 3-х различных значений модуля упругости  $E_1 = 1,37 \cdot 10^{10}$  Па,  $E_2 = 1,37 \cdot 10^9$  Па,  $E_3 = 1,37 \cdot 10^8$  Па вычислены параметры НДС в зоне контакта имплантата с костной тканью. На рис. 24, 25 показаны графики распределения по радиусу на глубине  $t = 0,05$  мм (уровень 1 на рис. 19) параметров НДС кортикальной кости (рис. 24 – эквивалентные напряжения Мизеса, рис. 25 – горизонтальные перемещения). Выполненные расчеты подтверждают вывод о существенном влиянии механического состояния зоны соединения им-

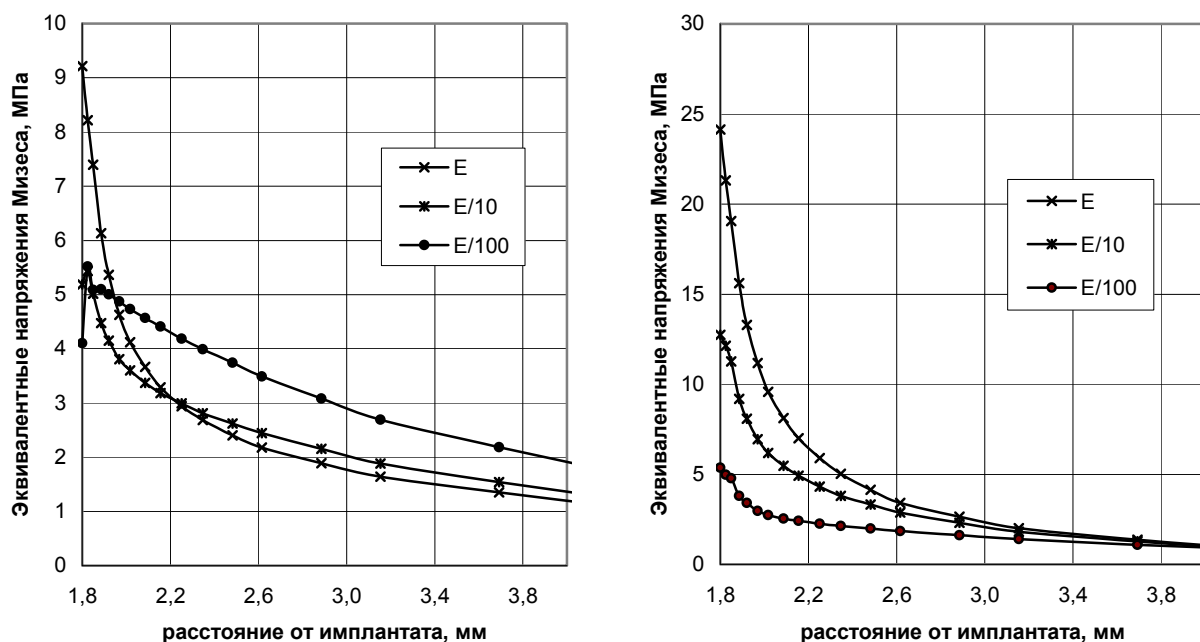


Рис. 24 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по радиусу ДС, вычисленных в узлах, расположенных на глубине  $t = 0,05$  мм от поверхности кости, для различных значений модуля упругости дополнительного слоя, имитирующего уменьшение плотности кости (дезостеоинтеграция), при толщине дополнительного слоя  $\delta = 0,05$  мм (слева – растяжение, справа – сжатие)

плантата с костью на НДС локальной области кости, сопрягаемой с имплантатом, особенно у шейки имплантата, находящейся в зоне сжатия.

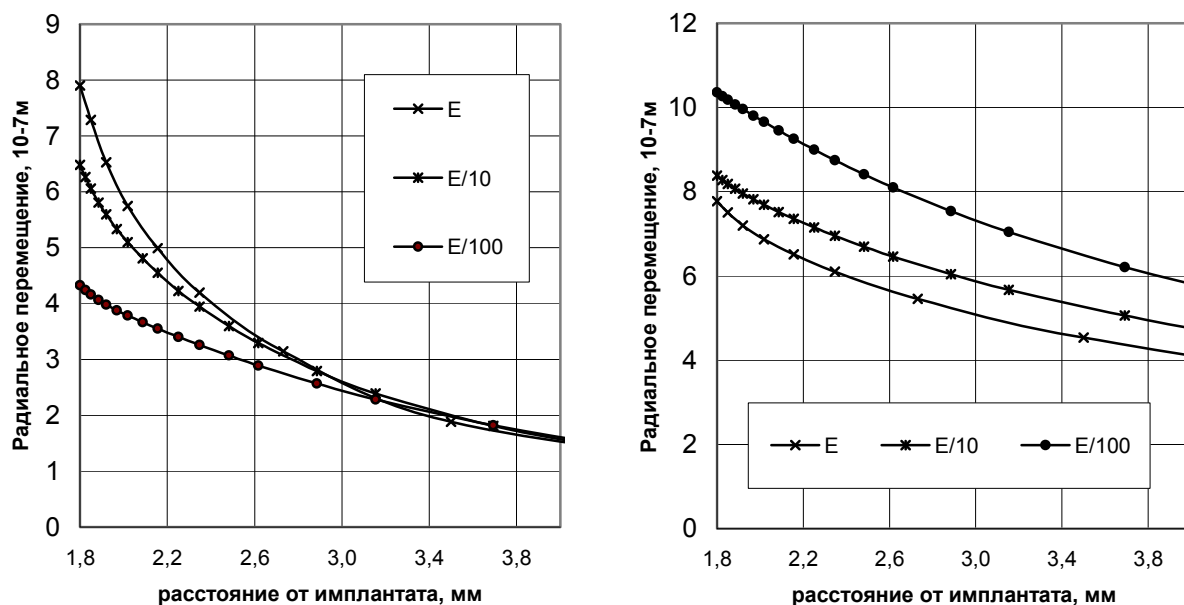


Рис. 25 Распределение по радиусу ДС горизонтальных перемещений, вычисленных в узлах, расположенных на глубине  $t = 0,05$  мм, для различных значений модуля упругости дополнительного слоя, имитирующих уменьшение плотности кости (дезостеоинтеграция), при толщине дополнительного слоя  $\delta = 0,05$  мм (слева – растяжение, справа – сжатие)

## 7. Проблема оценки прочности костной ткани

Разрушение локальной области кортикальной или губчатой кости в результате избыточных внешних нагрузок происходит в первую очередь из-за превышения действующих в них расчетных напряжений над пределом прочности материала костной ткани. Martin R.B. и сотр. [31] установили, что для кортикальной кости предел прочности при растяжении равен 100 МПа, а при сжатии 170 МПа.

Еще одним видом разрушения кости является ее размягчение в процессе эксплуатации, вызывающее появление избыточных деформаций. Rigsby D.F. и сотр. [28] установили физиологический уровень деформаций в пределах  $10^{-3} \dots 3 \cdot 10^{-3}$  е.о.д.

При оценке прочности локализованных зон кости необходимо иметь в виду, что напряженное состояние в опасных точках объемное. Следовательно, для создания математической модели предельного состояния материала кости (как более слабого элемента ДС “имплантат-кость”) следует использовать одну из теорий предельного состояния, разработанных до настоящего времени в механике деформируемого твердого тела (МДТТ). Ее выбор должен быть обоснован экспериментальными исследованиями физических причин и характера разрушения. Разные авторы используют различные теории прочности [30, 32, 33], но в настоящее время отсутствует методика обоснованного применения одной из них к описанию предельного состояния зоны соединения имплантата с костью.

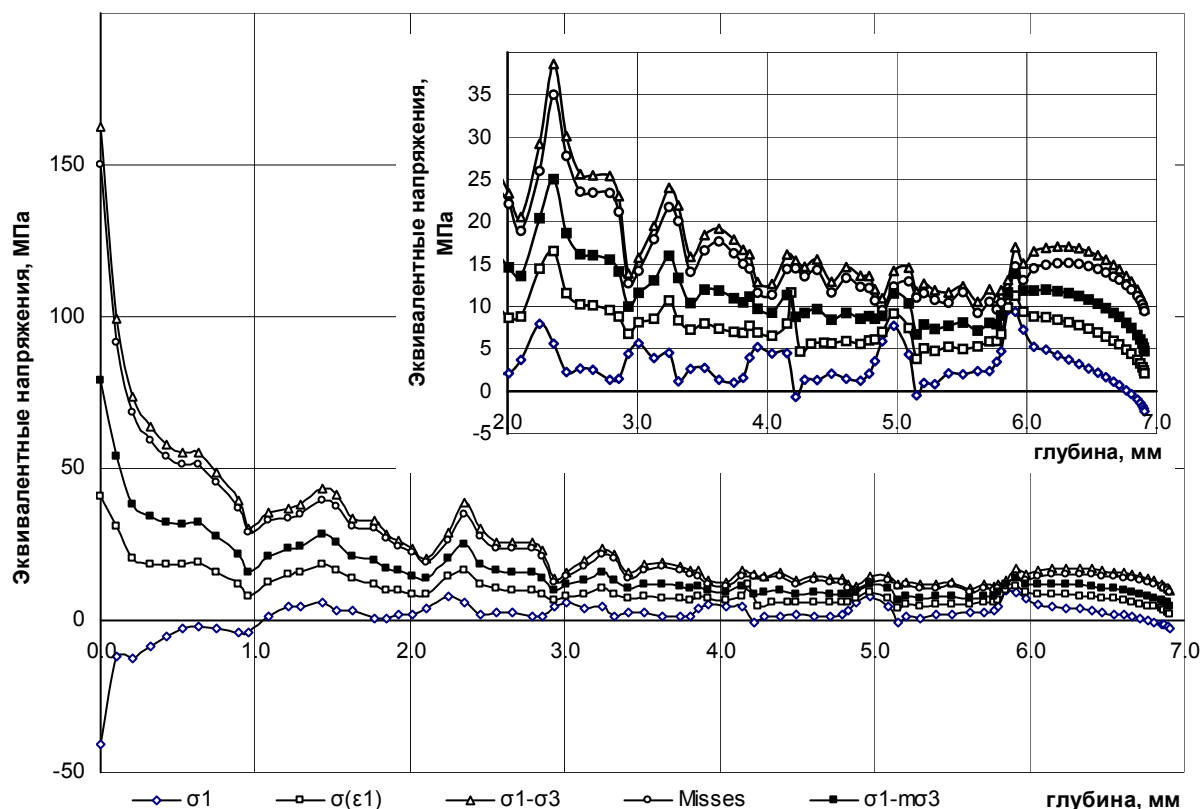


Рис. 26 Сравнение интенсивностей напряжений  $\sigma_{eq}$  (зона сжатия), вычисленных по различным теориям прочности для резьбового имплантата типа Ankylos

Выполненные нами сравнения эквивалентных напряжений по 1-5 теориям прочности для имплантата типа Ankylos (рис. 4,18) показывают различие в величине  $\sigma_{эКВ}$  (в зоне сжатия) в 3 раза (см. рис. 26).

На основании полученных результатов для решения проблем прочности костных тканей ДС следует применять ту теорию прочности, которая дает наибольшие значения эквивалентных напряжений и, следовательно, наименьший запас прочности.

## 8. Контактные давления в ДС “имплантат-кость” и проблема смятия костной ткани при окклюзионном нагружении

Эквивалентные напряжения не позволяют в полной мере оценить НДС исследуемой биомеханической системы, так как контактное взаимодействие между двумя телами с существенно различными характеристиками жесткости может привести к дезостеоинтеграции зоны контакта из-за потери прочности при смятии. Для изучения проблемы смятия необходимо исследование распределения контактных давлений по поверхности контакта, которые при окклюзионном нагружении силами  $F_a = 114,6$  Н,  $F_l = 17,1$  Н,  $F_d = 23,4$  Н в цилиндрическом имплантате с диаметром 3,5 мм достигают 20 МПа (рис. 27).

Для изучения контактных давлений нами использовано ПО ANSYS. Учитывая особенности моделирования контакта, были использованы следующие граничные условия: контактное тело (тело с бóльшим модулем упругости) – имплан-

тат, целевое тело – представительный цилиндр. В КЭ модели использовались элементы SOLID (рис. 28), CONTA и TARGE. Элемент SOLID был использован для моделирования КЭ сетки в кости и имплантате, а CONTA и TARGE – для создания контактной и целевой поверхностей соответственно. SOLID – 10-и узловой 3D элемент с 3 степенями свободы (перемещения по осям  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) в каждом из них имеет форму ребер, описанную полиномом 2-й степени за счет узлов, расположенных посередине ребер. Элемент CONTA предназначен для создания контакта и скольжения между трехмерными целевыми и деформируемыми контактными поверхностями. Он описывает поверхность (границу) контактного тела, образованную КЭ 2-го порядка, как SOLID, и имеет механические свойства этих элементов. Элемент TARGE предназначен для создания различных целевых трехмерных поверхностей с сопряженными контактными поверхностями. Он описывает поверхность (границу) целевого тела.

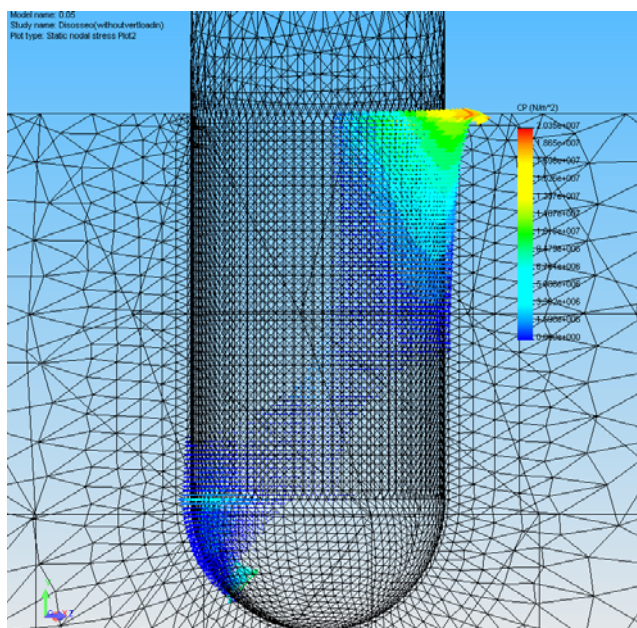


Рис. 27 Распределение контактного давления по линии контакта “имплантат-кость” в плоскости максимального нагружения ( $F_a = 114,6 \text{ Н}$ ,  $F_l = 17,1 \text{ Н}$ ,  $F_d = 23,4 \text{ Н}$ )

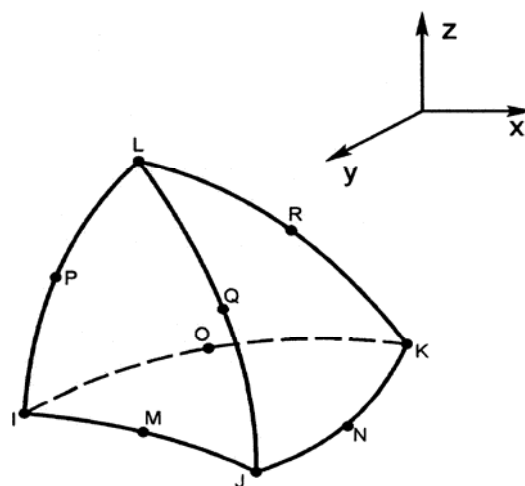


Рис. 28 Конечный элемент SOLID – 10 узлов с 3 степенями свободы в каждом (перемещения по осям  $x$ ,  $y$ ,  $z$ ), кривизна ребра – полином 2-й степени

Нами выполнено сопоставление величин эквивалентных напряжений Мизеса (линия  $C$ ), а также контактного давления, вычисленного по линиям  $B$  и  $C$ , принадлежащих поверхности контакта (см. рис. 11). Результаты представлены на рис. 29. Несмотря на то, что максимальные эквивалентные напряжения на границе контакта не превышают 30 МПа, т.е. существенно ниже  $[\sigma]_c = 170 \text{ МПа}$  [30], максимальные контактные давления равны 23 МПа, что сопоставимо с допускаемыми напряжениями на смятие (при динамических нагрузках их принято считать равными  $((0,20 \dots 0,25)[\sigma]_c)$ ).

Полученные результаты подтверждают актуальность исследования контактных напряжений при изучении предельных возможностей ДС “имплантат-

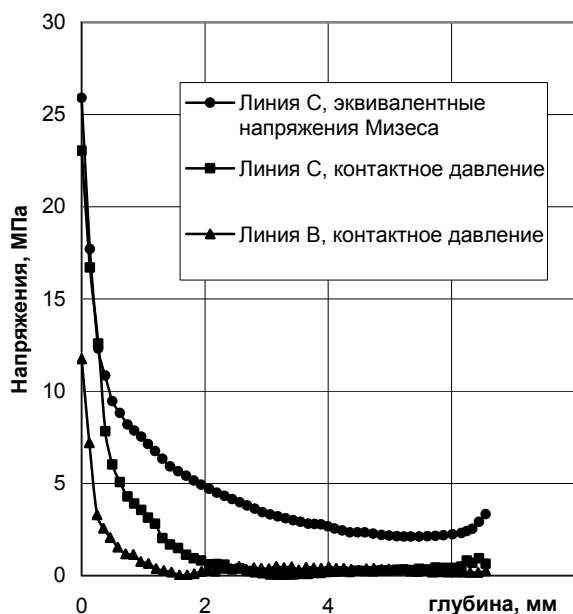


Рис. 29 Распределение по линии контакта “имплантат-кость” в плоскости максимального нагружения эквивалентных напряжений Мизеса (линия С) и контактного давления (линии С и D)

кость” и определении допускаемых значений внешних нагрузок для имплантатов с конкретными геометрическими размерами и формой.

## 9. Выводы и обсуждение результатов

1. Создана уточненная математическая модель ДС “имплантат-кость”, позволяющая с высокой точностью исследовать НДС в зоне наибольших напряжений, что позволяет прогнозировать результат планируемой имплантации у конкретного пациента с точки зрения выбора типа и геометрических размеров индивидуального имплантата.

2. Высокая точность моделирования НДС элементов ДС может быть обеспечена прежде всего путем создания численной модели, включающей

точную геометрическую модель имплантата и участка челюсти, а также допускающей различные условия взаимодействия между ними – от полного контакта до возможного рассоединения.

3. Модель внешних нагрузок на имплантат должна, включать все компоненты окклюзионной нагрузки. Для повышения точности результатов моделирования необходимо предварительное определение плоскости максимального нагружения, в которой лежат потенциально опасные точки костной ткани.

4. Локализация потенциально опасных точек на линии пересечения поверхности контакта имплантата и кости с плоскостью максимального нагружения приводит к необходимости локального высококонцентрированного сгущения КЭ сеток в этой области, в первую очередь за счет создания вокруг имплантата представительного объема как дополнительного геометрического объекта.

5. Высокая точность вычисления компонент НДС на границе контакта может быть обеспечена путем создания внутри представительного объема дополнительного слоя предельно малой толщины с тем, чтобы максимально приблизить КЭ к границе контакта.

6. Реальная анизотропия механических свойств, а также неоднородность костных структур челюсти (кортикальная оболочка уникальной геометрии с заполнителем из губчатой кости) требует разработки новых подходов к созданию индивидуальной геометрической модели челюсти пациента по результатам компьютерно-томографического или магниторезонансного сканирования. Точность расче-

тов может быть существенно улучшена при переходе от линейно-упругих физических моделей материала слоев кости к более сложным, учитывающим не только анизотропию, но и реальную нелинейность механических свойств. При этом из-за широкого разброса значений упругих параметров, полученных различными исследователями, необходимо использовать в расчетах максимальные значения, которые обеспечивают наиболее высокий уровень напряжений. Перспективным направлением является коррекция значений упругих характеристик костных тканей пациента по измерению их плотности в компьютерной модели его челюсти при КТ -, ЯМР -, денситометрических исследованиях.

7. Использование большинством исследователей эквивалентных напряжений Мизеса в качестве меры опасности НС в исследуемой точке не является безальтернативным подходом [32], т.к. для специфичных тканей кости, отличающихся к тому же различным сопротивлением растяжению и сжатию, возможно также применение теорий наибольших нормальных напряжений и наибольших линейных деформаций [33], а также теории Мора. В этом случае правомерен подход, когда используют в условии прочности наибольшие из эквивалентных напряжений, вычисленных по различным теориям прочности.

8. Из-за существенного различия в механических свойствах материалов кости и имплантата необходим переход от анализа эквивалентных напряжений в области контакта имплантата с костными тканями к анализу напряжений смятия. Нами показано, что величины контактных давлений в области шейки имплантата сопоставимы с эквивалентными напряжениями Мизеса, тогда как допускаемые напряжения на смятие для конструкционных материалов, подвергаемых динамическому нагружению, в несколько раз ниже, чем допускаемые на сжатие.

9. Переход к исследованию контактных давлений на костные структуры приводит к необходимости пересмотра результатов всех тех исследований, которые использовали условия жесткого соединения имплантата с костью (bonded) и перехода к контактными постановкам задач об НДС. Последние требуют не только существенного увеличения ресурсов ЭВМ (поскольку решаются итерационными методами), но и локального уменьшения размеров КЭ до 0,05...0,10 мм [26].

10. Изучение дезостеоинтеграционных процессов в ДС показало, что за счет ослабления связи имплантата с костью возможно существенное перераспределение напряжений и деформаций в кости на границе “имплантат-кость”, а также появление высоких напряжений в прилегающей к корню имплантата зоне губчатой кости с низкими механическими свойствами.

## Список литературы

1. Branemark P.-J., Breine U., Adell R., Hansson B.O., Lindstorm I., Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. 1. Experimental studies. *Scand J Plast & Reconst Surg*, 1969; 3: 81-100.
2. Боннер Ф. Современное состояние дентальной имплантологии. Современная стоматология, 2004; №1.
3. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология. Основы теории и практики: научно-практическое пособие. – Минск: ООО “Юнипресс”, 2002.
4. Holmgren E.P., Seckinger R.J., Kilgren L.M., Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis - two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Impl* 1998; 24: 80-88.
5. Teixeira E.R., Sato Y., Akagawa Y., Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implants biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1998; 25: 299-303.
6. Akagawa Y., Wadamoto M., Sato Y., Tsuru H. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: method for study. *J Prosthet Dent*, 1992; 68: 813-816.
7. Middleton J., Jones M.L., Pande G.N. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 1996; 1st edn., p. 125. Gordon and Breach Science, Amsterdam.
8. Bathe K.J. *Finite element procedures*. Upper Saddle River (NJ): Prentice-Hall, 1996; 148-377.
9. Meijer H.J., Starmans F.J.M., de Putter C., van Blitterswijk C.A. The influence of flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil*, 1995; 22: 105-111.
10. Meijer H.J., Starmans F.J.M., Steen W.H., Bosman F. A three-dimensional finite element analysis of the bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*, 1993; 38: 491-496.
11. Rieger M.R., Adams W.K., Kinzel G.L., Brose M.O. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 1989; 62: 436-440.
12. Rieger M.R., Fareed K., Adams W.K., Tanquist R.A. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 1989; 61: 223-228.
13. Himmlova L., Dostalova T., Kacovsky A., Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2004; 9(1): 20-24.
14. Чумаченко Е.Н., Воложин А.И., Портной В.К., Маркин В.А. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей человека при различных значениях жевательной нагрузки. *Стоматология*, 1999; № 5.
15. Geng J.P., Tan K.B.C., Lui. G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of literature. *J Prosthet Dent*, 2001; 85(6): 585-598.
16. Farah J.W., Craig R.G., Meroueh K.A. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil*, 1989; 16: 603-611.
17. MacGregor A.R., Miller T.P., Farah J.W. Stress analysis of mandibular partial dentures with bounded and free-end saddles. *J Dent*, 1980; 8: 27-34.

18. Rice J.C., Cowin S.C., Bowman J.A. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech*, 1988; 21: 155-168.
19. Cook S.D., Klawitter J.J., Weinstein A.M. A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J Dent Res* 1982; 61: 1006-1009.
20. Cowin S.C. *Bone mechanics*. Boca Raton (FL): CRC Press; 1989.
21. Knoell A.C. A mathematical model of an in vitro human mandible. *J Biomech* 1977; 10: 159-166.
22. Borchers L., Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983; 62: 155-159.
23. Colling E.W. *The physical metallurgy of titanium alloys*. Metals Park (OH): American Society for Metals; 1984.
24. Mericske-Stern R., Piotti M., Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures: a comparative study. *Clin Oral Impl Res*, 1996; 7: 387-396.
25. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L. *The Finite Element Method. Volume 1: The Basis*. Fifth edition by Butterworth-Heinemann, 2000.
26. Васильев-Линецкий И.В., Деменко В.Ф., Несвит В.Ф. Методология численного моделирования напряженно-деформированного состояния коронки зуба человека при изучении механических аспектов проблемы патологической стираемости. – Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. – Харьков: НАКУ "ХАИ", 2005. – Вып. 26. – с. 139-168.
27. ANKYLOS Product Catalogue. Dentsply Friadent CeraMed, Jan 2006.
28. Rigsby D.F., Bidez M.W., Misch C.E. Bone Response to Mechanical Loads. In: Misch C.E., editor. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby, 1998; 317-328.
29. Brunski J.B. Biomechanics of dental implants. In: Block M., Kent J.N., Guerra L.R., editors. *Implants in dentistry*. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1997; p. 63-71.
30. Bozkaya D., Muftu S., Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, 2004; 92(6): 523-530.
31. Martin R.B., Burr D.B., Sharkey N.A. *Skeletal tissue mechanics*. 1st ed. New York: Springer, 1998; 127-78.
32. Hearn E.J. *Mechanics of materials. An introduction to the Mechanics of Elastic and Plastic Deformation of Solids and Structural Materials*. 3rd Edition. Butterworth-Heinemann Linacre House, 1999.
33. Wiskott H.W., Belser U.C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res*, 1999; 10: 429-444.