

## Исследование влияния формы и размеров имплантата на напряженно-деформированное состояние и контактные давления в дентальной системе “цилиндрический имплантат – кость”

*Национальный аэрокосмический университет им. Жуковского «ХАИ»  
Карлов университет, Чехия*

### Введение

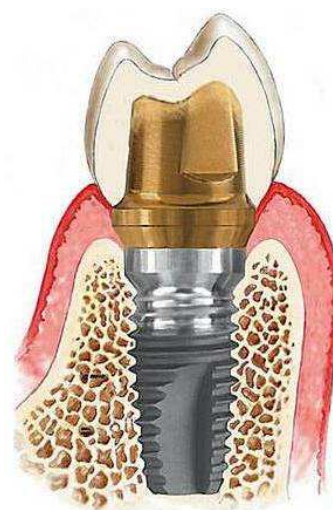
Теоретическое обоснование имплантации (рис. 1) как важного метода дентальной реконструкции начато в 60-х гг. XX в. в трудах Branemark [1]. В настоящее время ее эффективность достигает 80% на верхней и 90% на нижней челюсти [2].

Совместные исследования инженеров и стоматологов направлены на постоянное совершенствование конструкции имплантатов с целью обеспечения такого механического нагружения окружающих имплантат костных тканей, которое при установке имплантата обеспечивает полную остеоинтеграцию – т.е. плотное его врастание в костную ткань, а также не допускает ее перенапряжения при эксплуатации [3, 4].



а)

Рис. 1 Современный резцовый имплантат с навинченным абатментом: а) вживленный имплантат перед установкой коронки; б) схема дентальной системы “резцовый имплантат–кость”



б)

В широком спектре конструкций дентальных имплантатов, разработанных на протяжении последнего столетия [5], наряду с резцовыми важную роль играют цилиндрические безрезцовые имплантаты (рис. 2), отличающиеся многообразием рельефа поверхности для обеспечения наилучшей остеоинтеграции после установки.

Решение задачи создания имплантата наилучшей формы в значительной степени определяется качеством моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) биомеханической системы “имплантат–костная ткань”, основанного на численных методах исследования.



Рис. 2 Типовые представители наиболее распространенных цилиндрических безрезьбовых и резьбовых имплантатов

В настоящее время для этих целей наиболее эффективно применяют метод конечных элементов (МКЭ) [4, 6-18] как наиболее универсальный с точки зрения моделирования разнообразной геометрии дентальной системы (ДС), включения в расчет современных моделей для описания свойств материалов её составных частей, широты моделирования нагрузок и граничных условий. Поскольку НДС в системе “имплантат-кость” сильно локализова-

но [17], 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 КЭ модели, разработанной для проведения таких исследований и апробированной на практике конкретных вычислительных процедур.

Имплантаты цилиндрической и близких к ней форм отличаются широким диапазоном изменения диаметра (от 2,5 до 7,0 мм) и длины (от 6,0 до 17,0 мм), изменение которых существенным образом влияет на распределение напряжений и деформаций в области контакта имплантата с костной тканью. В свою очередь, точное определение эквивалентных напряжений, а также контактных давлений на границе контакта, предопределяет успех имплантации и позволяет избежать перенапряжения костной ткани и развития дезостеоинтеграции [3, 4].

Цель настоящего исследования – изучить особенности распределения параметров НДС (напряжений, деформаций, перемещений, контактных давлений) в области контакта цилиндрического имплантата с различной геометрией корневой части и различным соотношением диаметра и длины в широком спектре нагрузений, а также различных условиях его соединения с костью. Результаты исследований могут служить основой для выработки рекомендаций по улучшению формы и обоснованию размеров имплантатов.

### Материалы и методы исследования

Для решения поставленной задачи использована разработанная авторами усовершенствованная по сравнению с [4, 18] математическая модель ДС “имплантат-кость” [17]. Она включает оригинальную геометрическую (3D) модель ДС, а также систему моделирования внешних нагрузок на имплантат и условий соединения имплантата с костью (идеальная остеоинтеграция (т.е. абсолютно жесткое соединение имплантата с костью, соответствующее успешной имплантации) и полная дезостеоинтеграция (соответствующая абсолютному рассоединению имплантата с костью по различным причинам)). Созданная конечноэлементная модель позволяет осуществить выделение в области контакта конечных элементов (КЭ) размером (0,05...0,15 мм).

Нами созданы 2 трехмерные твердотельные модели костной структуры с цилиндрическим имплантатом (рис. 3, 4): модель М1 – часть однородной челюсти, состоящей из клеток кортикальной кости, в форме восьмиугольной призмы (рис. 3); модель М2 – часть однородной челюсти, состоящей из клеток кортикальной

кости, в форме цилиндра (рис. 4). Обоснование применимости таких моделей в сравнительных исследованиях дано в [17].

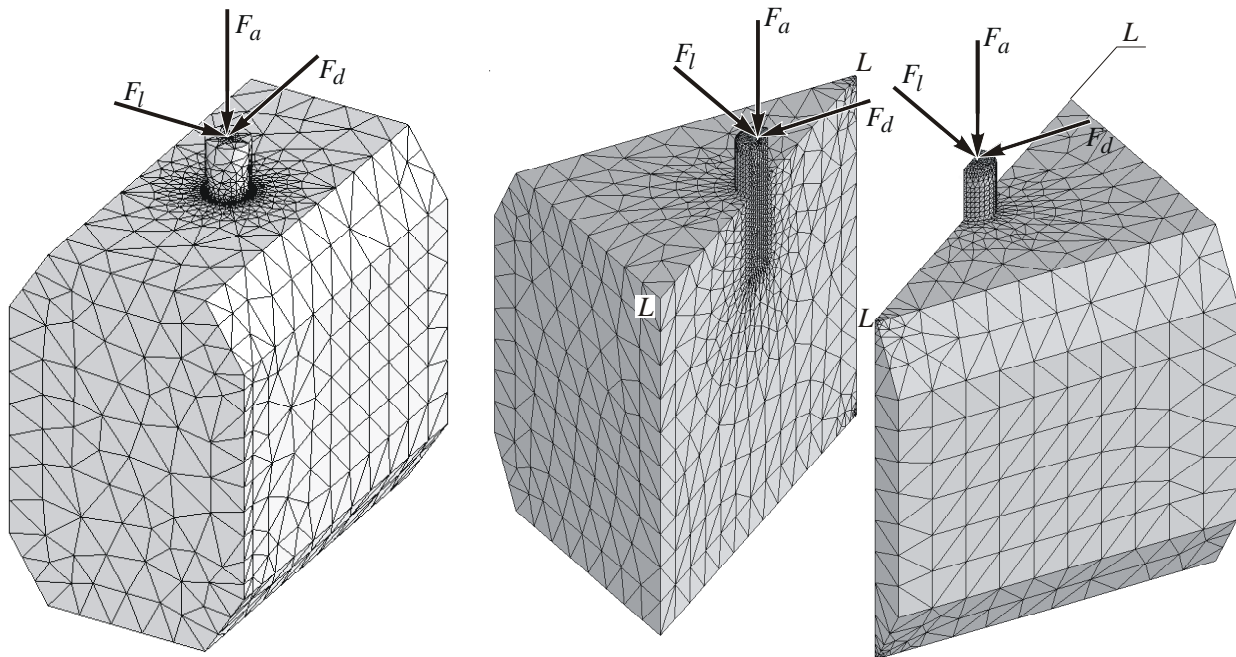


Рис. 3 КЭ модель ДС “имплантат-кость” на основе 3D-модели М1 (высота – 30 мм, ширина – 20 мм, длина – 30 мм). Стрелками указаны действующие усилия 17,1 Н, 114,6 Н и 23,4 Н [19], приложенные к имплантату через абатмент в язычно-щечном, осевом и передне-заднем направлениях соответственно. Усилия приложены в центре имплантата на расстоянии 4,5 мм от верхней границы кости (слева). Справа – подборки, выделенные плоскостью максимального нагружения  $L-L$ . Размер КЭ на границе контакта имплантата с костью 0,12 мм

Геометрическая модель М1 состоит из двух предварительно выделенных подборок, разделенных плоскостью максимального нагружения  $L-L$  и жестко соединенных между собой с целью расположения узлов КЭ сетки в плоскости максимального нагружения  $L-L$ . Такой подход позволяет повысить точность вычисления параметров НДС на границе контакта имплантата с костью [17].

Геометрическая модель М2 состоит из двух подборок (получилиндров), разделенных плоскостью максимального нагружения  $L-L$  и жестко соединенных между собой с целью расположения узлов КЭ сетки в плоскости максимального нагружения. При этом условия симметрии системы нагружения и геометрической модели ДС позволяют анализировать НДС полусборки при половинном нагружении, уменьшив размеры КЭ с целью повышения точности решения.

3D модель М1 была использована для создания трехмерной КЭ модели ДС с первоначальной базовой длиной  $l_0 = 30$  мм (количество КЭ – 387000). 3D модель М2 имеет следующие размеры: диаметр 10 мм, высота 20 мм. Общее количество КЭ – 768000.

Суть МКЭ, примененного для численного определения показателей НДС, состоит в том, что искомую непрерывную функцию, описывающую распределение по объему деформированного твердого тела (ДТТ) того или иного параметра НДС (перемещения, деформации, напряжения, но чаще всего первого), аппроксимируют полиномами, представляющими собой множество кусочно-непрерывных функ-

ций, определенных на конечном числе подобластей, называемых конечными элементами. Дискретизацию геометрических моделей (рис. 3, 4) проводили с использованием симплекс-элемента (тетраэдр) 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, подобно [20]. В исследованиях были использованы имплантаты в форме цилиндра с диаметром  $d = 3,5; 4,0; 4,5; 5,0; 5,5; 6,0; 6,5; 7,0$  мм; и длиной  $l = 6,0; 7,0; 8,0; 9,5; 10,0; 11,0; 12,0; 13,0; 14,0; 15,0; 16,0; 17,0$  мм. Форма корневой части имплантатов соответствует рис. 5.

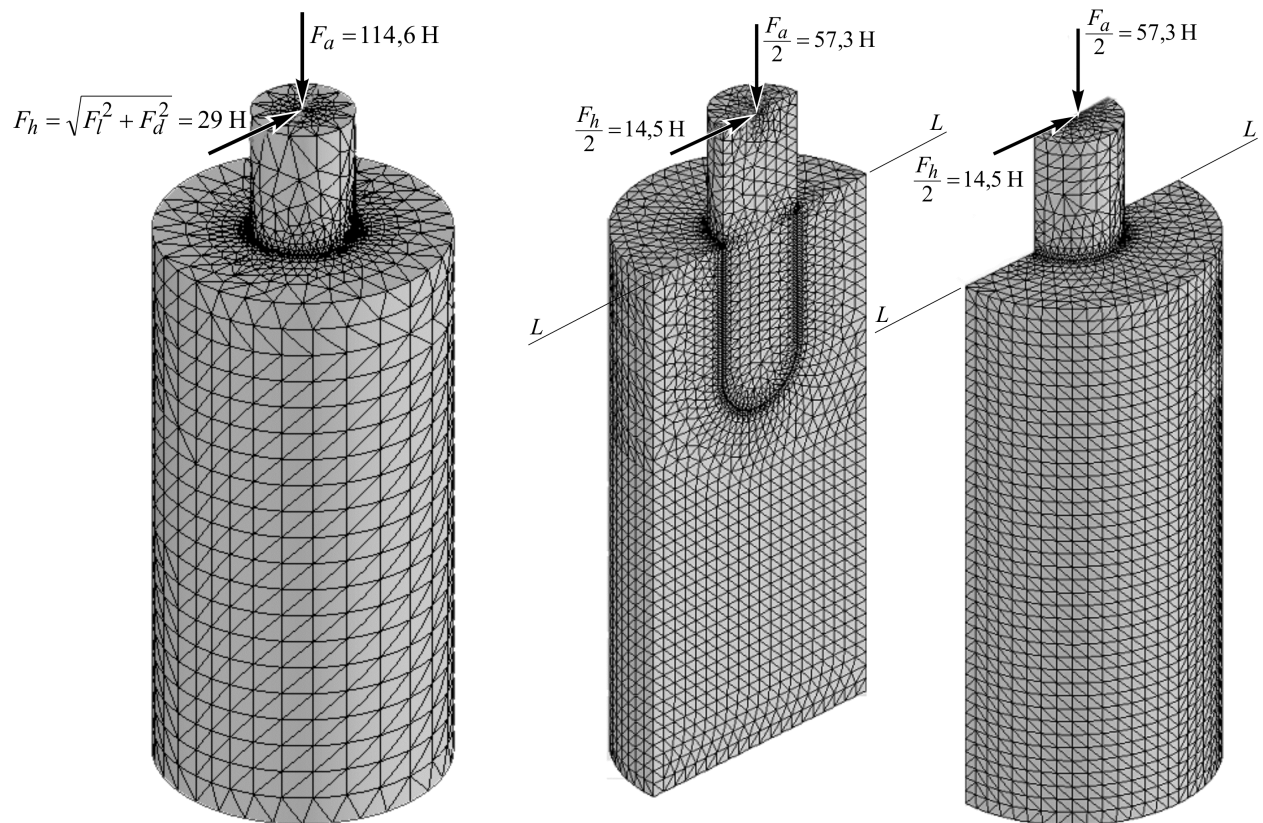


Рис. 4 КЭ модель ДС “имплантат-кость” на основе 3D-модели М2 (высота – 20 мм, диаметр – 10 мм). Стрелками указаны действующие усилия 17,1 Н, 114,6 Н и 23,4 Н [19], приложенные к имплантату через абатмент в язычно-щечном, осевом и передне-заднем направлениях соответственно. Усилия приложены в центре имплантата на расстоянии 4,5 мм от верхней границы кости (слева). Справа – подборки, выделенные плоскостью максимального нагружения  $L-L$ . Размер КЭ на границе контакта имплантата с костью 0,12 мм

В расчетной модели материалы кости и имплантата предполагались изотропными, однородными и линейно упругими (не учитывалась реальная анизотропия кортикальной кости [14], уровень которой до сих пор не исследован).

Торцы рассматриваемого участка нижней челюсти в геометрической модели М1 в передне-заднем направлении приняты жестко заземленными (нулевые по перемещениям граничные условия), а длина его предварительно выбрана из

условия невлияния вида граничных условий на параметры НДС в зоне контакта имплантата с костью [17]. Такие же граничные условия выбраны для М2.

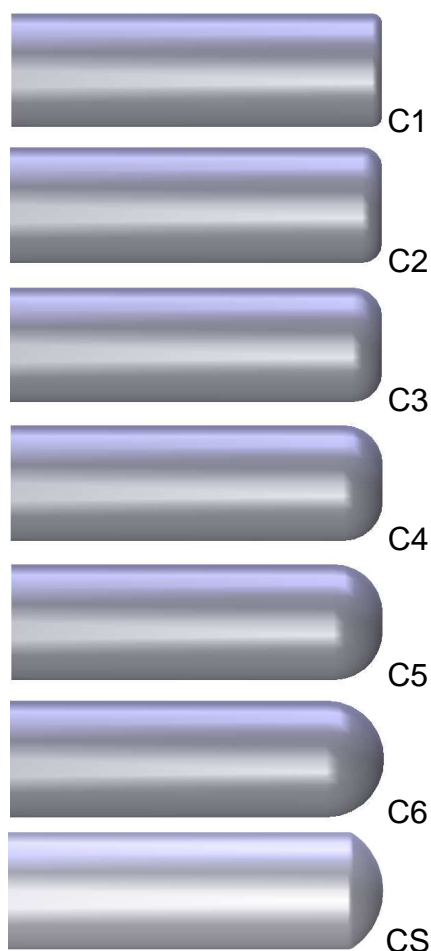


Рис. 5 Цилиндрические имплантаты с различным радиусом скругления корневой части, используемые в исследованиях (сверху вниз):  $C1 - r = 0,3$  мм,  $C2 - r = 0,6$  мм,  $C3 - r = 0,9$  мм,  $C4 - r = 1,2$  мм,  $C5 - r = 1,5$  мм,  $C6 - r = 1,75$  мм,  $C7 - r = 2,05$  мм (аналог корневой части имплантата типа Ankylos [21])

костной ткани в околоимплантатной зоне, приводящему к нарушению условий его соединения с костью и возникновению подвижности).

КЭ модели имплантатов, представленных на рис. 5, построены с использованием неоднородных сеток с минимальным размером КЭ  $a_i = 0,05$  мм. Распределение КЭ по объему ДС представлено на рис. 3 и 4. С целью повышения точности расчетов и экономии ресурсов ЭВМ вокруг имплантата выделяли дополнительный

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 следующими: а) для титана модуль продольной упругости  $E_T = 1,1 \times 10^5$  МПа, коэффициент Пуассона  $\mu = 0,35$  [22]; б) для кортикальной кости:  $E_k = 0,137 \times 10^5$  МПа,  $\mu = 0,30$  [23].

Жевательные нагрузки, приложенные к коронке интактного зуба, а следовательно к имплантату, изменяются по величине и направлению в широких пределах, а вектор суммарного окклюзионного усилия сориентирован относительно продольной оси имплантата произвольно. Согласно работе [24] наибольший по величине компонент окклюзионной силы действует в вертикальном направлении и по результатам измерений [25] колеблется от 77 до 2440 Н. Боковая (язычно-щечная) составляющая существенно ниже и не превосходит 100 Н [25]. В настоящих исследованиях окклюзионное нагружение представлено в виде трех составляющих в пропорции, установленной экспериментально в [19]: осевая  $F_a = 114,6$  Н, язычно-щечная  $F_e = 17,1$  Н, передне-задняя  $F_d = 23,4$  Н. В исследованиях было использовано 3 уровня нагружения:  $L1(F_a = 114,6$  Н,  $F_e = 17,1$  Н,  $F_d = 23,4$  Н);  $L2 = 2,5 \times L1$ ;  $L3 = 5,0 \times L1$ , представляющих весь спектр внешних нагрузок на одиночный зуб.

Исследование взаимодействия имплантата с кортикальной костью выполнено для двух идеализированных условий их контакта: а) идеальная остеоинтеграция, т.е. абсолютно жесткое соединение имплантата с костной тканью; б) полная дезостеоинтеграция (идеализированная модель, соответствующая полному разрушению

геометрический объект – представительный цилиндр (рис. 6, 7) с различной толщиной стенки (до 1,5 мм [17]) для последующего уменьшения внутри него размеров КЭ (рис. 6).

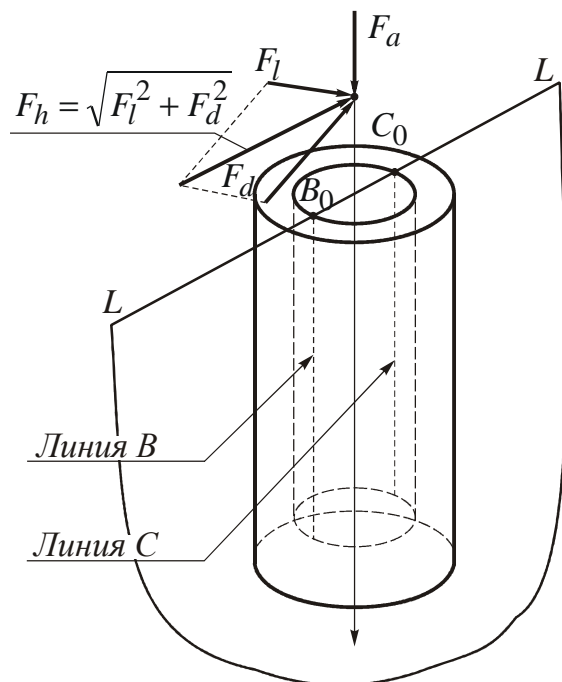


Рис. 6 Выделение представительного цилиндра вокруг имплантата и линий исследования НДС в плоскости максимального нагружения  $L-L$  ( $B$  – растянутая зона,  $C$  – сжатая зона. Точки  $B_0$  и  $C_0$  – точки максимальных эквивалентных напряжений)

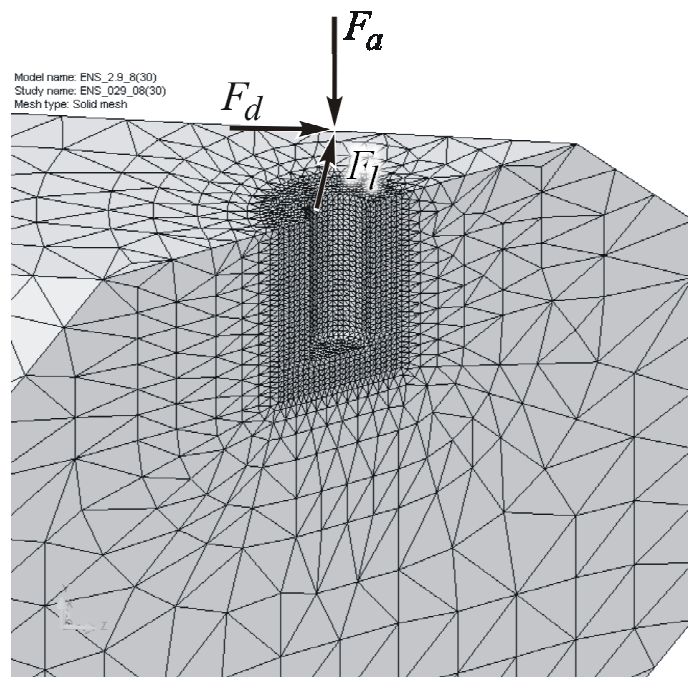


Рис. 7 Неравномерная сетка КЭ для исследования НДС ДС "имплантат-кость" с выделением представительного цилиндра. Размеры кости:  $30 \times 20 \times 30$  мм, размеры имплантата:  $l = 11,36$  мм,  $d = 3,5$  мм. Размер КЭ внутри имплантата  $a_i = 0,3$  мм, минимальный размер КЭ внутри представительного цилиндра  $a_c = 0,25$  мм, максимальный размер КЭ в кости  $a_b = 2$  мм. Общее число КЭ равно 214064

Выделение в геометрической модели М1 плоскости максимального нагружения  $L-L$  позволило изучить распределение параметров НДС вдоль линий пересечения плоскости  $L-L$  с поверхностью имплантата (линии  $B$  и  $C$  на рис. 6, 7). В модели М2 определение плоскости максимального нагружения позволило использовать условие симметрии (рис. 8).

## Результаты исследований

### 1. Изучение распределения НДС по линии контакта цилиндрического имплантата с кортикальной костью в плоскости максимального нагружения в условиях идеальной остеоинтеграции

В предшествующих исследованиях [4, 10, 16, 17, 18, 20, 26] доказано, что в остеоинтегрированном имплантате зона опасного НДС локализована в области шейки имплантата в зонах сжатия и растяжения. Ее распространение вдоль гра-

ницы контакта определяется соотношением между диаметром и длиной имплантата, а также зависит от формы корневой части имплантата. С использованием геометрической модели М1, а также имплантатов с диаметром  $d = 3,5$  мм, длиной  $l = 8,0$  мм, глубиной погружения 6,86 мм с различным радиусом скругления (от  $r = 0,3$  мм (С1) до  $r = d/2 = 1,75$  мм (С6) (рис. 5)) нами исследовано распределение эквивалентных напряжений Мизеса в кости по глубине линий контакта поверхности имплантата с плоскостью максимального нагружения  $L-L$  (линии  $B$  и  $C$  на рис. 6).

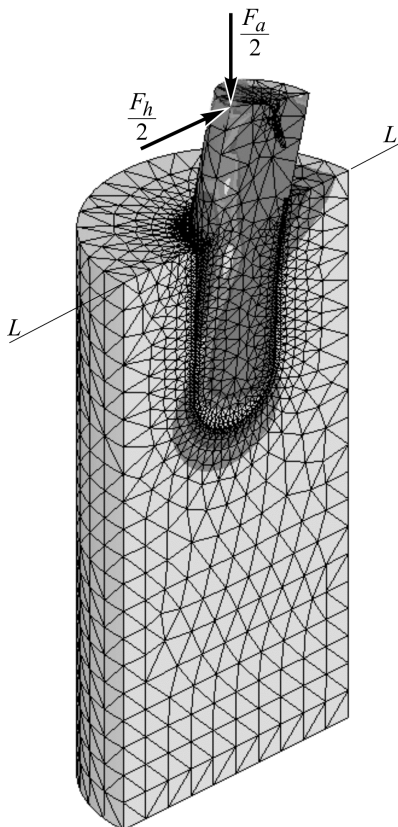


Рис. 8 КЭ сетки в 3D модели М2 с предварительным выделением плоскостью максимального нагружения  $L-L$  двух полуцилиндрических подсборок

нии НДС в корневой части имплантатов изучена ниже.

## 2. Исследование НДС кости в области контакта с имплантатом при потере остеоинтеграции

Исследования [4, 18] показали, что одной из возможных причин разрушения кости ДС “имплантат-кость” в процессе эксплуатации является механическое перенапряжение костной ткани. Вместе с тем авторы работы [3] выдвинули гипотезу о том, что умеренные деформации в кости стимулируют ее регенерацию. В работе [24] установлены физиологически допустимые уровни относительных деформаций костной ткани от  $10^{-3}$  до  $3 \times 10^{-3}$  е. о. д.

Расчеты выполнены при уровне нагружения  $L3$ . Размер КЭ в кости в области контакта  $a_b = 0,12$  мм. Результаты представлены на рис. 9 и 10, из которых следует, что скругление с наибольшим радиусом обеспечивает наименьшие значения эквивалентных напряжений Мизеса в корневой части цилиндрического имплантата и их наилучшее распределение по поверхности контакта. С другой стороны, радиус скругления корневой части не влияет на величину эквивалентных напряжений в зоне шейки, которые для имплантата с минимальным диаметром достигают величины 145 МПа, что составляет 80% от предельных напряжений кортикальной кости на сжатие [27].

Выполненные расчеты указывают на наличие второй области повышенных напряжений в корневой части имплантата, величина которых зависит от радиуса скругления  $r$ . Они подтверждают также обоснованность включения в конструкцию коммерческих резьбовых имплантатов (напр. Ankylos [21]) полусферической пяточной части. Ее роль в перераспределении

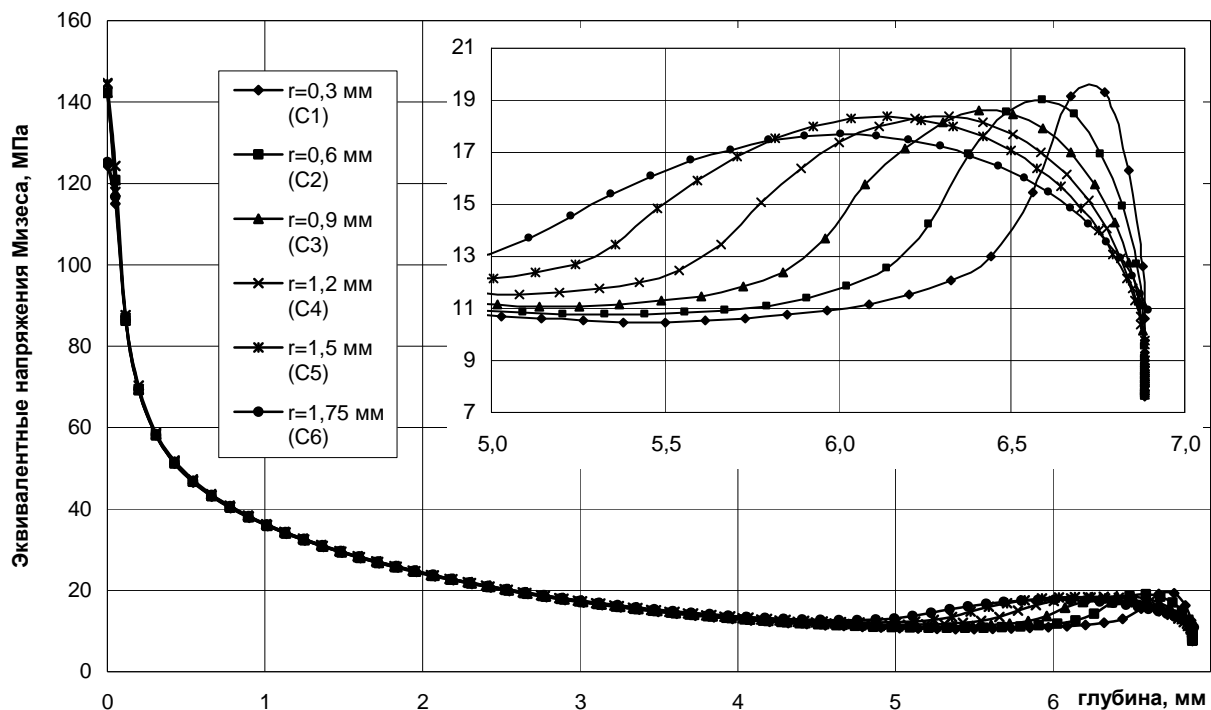


Рис. 9 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в кости по глубине границы контакта “цилиндрический имплантат – кость” (линия С на рис. 6) в зависимости от радиуса скругления имплантата  $r$ . Диаметр имплантата  $d = 3,5$  мм, длина  $l = 8,0$  мм

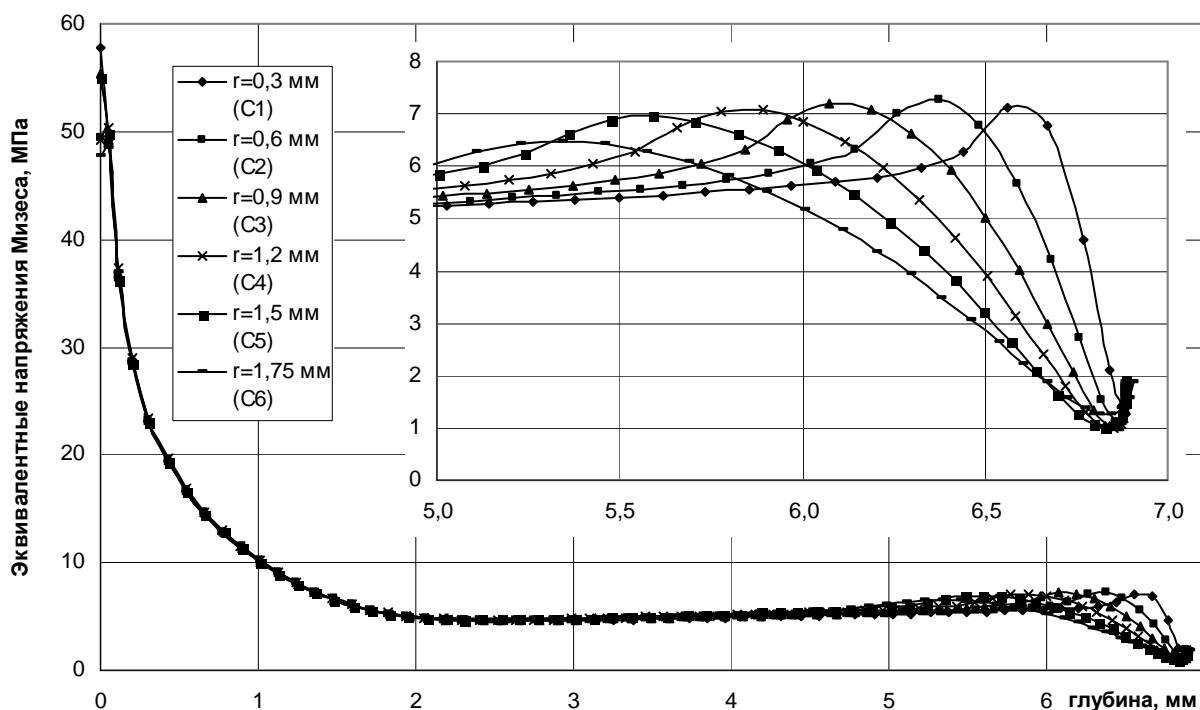


Рис. 10 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса в кости по глубине по глубине границы контакта “цилиндрический имплантат – кость” (линия В на рис. 8) в зависимости от радиуса скругления имплантата  $r$ . Диаметр имплантата  $d = 3,5$  мм, длина  $l = 8,0$  мм



Очевидно, что подвижность границы “имплантат-кость” напрямую зависит от условий соединения имплантата с костью. В исследованиях [1, 28] было доказано, что титановые имплантаты в течение 4-6 мес. после установки в ненагруженном состоянии плотно соединяются с костной тканью, что определило оптимальные сроки нагружения имплантата и дало основание большинству исследователей НДС ДС считать имплантат жестко соединенным с костной тканью [4, 9, 11, 13, 17, 18].

Новое направление дентальной имплантации заключается во введении имплантата в ранние сроки после удаления зуба и быстром включение его в жевательную нагрузку [29]. Общепризнан клинический подход, когда нагружение имплантата производится спустя 2 мес. после установки [30, 31]. Имеются данные о положительных результатах раннего нагружения дентальных имплантатов через 2–3 суток после установки или даже в день имплантации [32–34].

Методики ранней имплантации морфологически обоснованы данными о механизмах контактного остеогенеза, в соответствии с которыми минерализованный костный матрикс формируется на поверхности имплантата в течение 12–24 дней [35].

Имеющиеся до сих пор неудачи в имплантации, а также трудно контролируемый уровень прочности соединения имплантата с костью при раннем введении имплантатов, вынуждают изучать как причины, так и последствия дезостеоинтеграции – процесса ослабленного или неполного соединения имплантата с костью. С механической точки зрения в результате дезостеоинтеграции в зоне контакта происходит существенное перераспределение показателей НДС, что наглядно иллюстрируют рис. 11 и 12. Главное отличие состоит в существенном догружении кости в корневой части имплантата и увеличении напряжений в области шейки.

В связи с этим нами подробно изучены изменения в распределении компонент НДС, а также контактного давления в условиях идеальной остеоинтеграции и полной дезостеоинтеграции при моделировании ДС, включающей 3D модель М1 и имплантат типа С6. Исследования выполнены для нагружения L1.

На рис. 13 и 14 представлены графики распределения эквивалентных напряжений Мизеса в кости по линиям С и В, полученные по результатам вычислений с граничными условиями, соответствующими идеальной остеоинтеграции и полной дезостеоинтеграции (имплантат установлен в кости без зазора), а также контактного давления в условиях полной дезостеоинтеграции. Результаты исследований подтверждают не только существенное изменение НДС по линии контакта имплантата с костью, но в первую очередь указывают на распространение области больших напряжений вглубь кости при потере остеоинтеграции. Т.е. очаги опасных с точки зрения прочности эквивалентных напряжений появляются не только у шейки имплантата (эффект хорошо изучен, например, в [4]), но и в корневой части (полусферический подпятник, являющийся составной частью конструкции коммерческого имплантата типа Ankylos), где появляются эквивалентные напряжения, сопоставимые по величине с допускаемыми напряжениями для материала кости (около 20 МПа у корня в зонах растяжения и сжатия). Естественно, что величина последних зависит от соотношения диаметра и длины имплантата.

Таким образом, отсутствие (или существенное ослабление) связи между имплантатом и костью вследствие полной или частичной потери остеоинтеграции приводит к увеличению эквивалентных напряжений Мизеса в зоне шейки (зона сжатия) на 25...30% (рис. 13), а также появлению значительных контактных давлений, наличие которых требует тщательного исследования прочности костной

ткани при смятии. При окклюзионном нагружении возможно также полное рассоединение имплантата с костью (см. рис. 11, 12, а также области нулевых контактных давлений на рис. 13, 14).

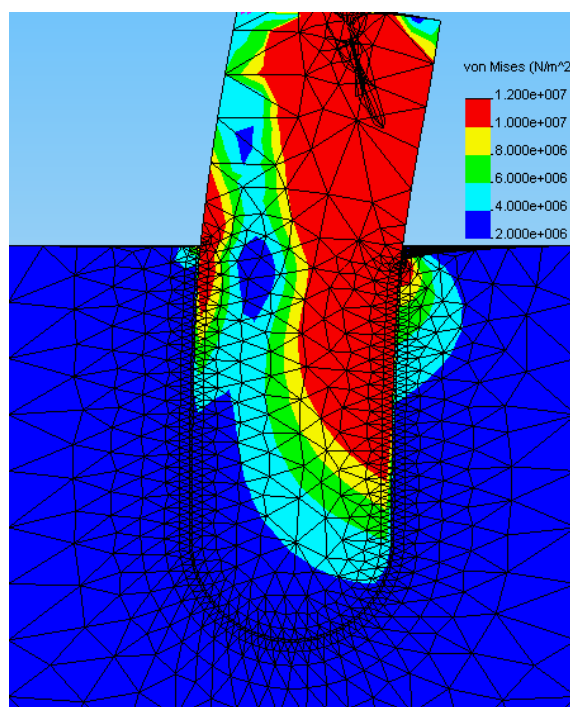


Рис. 11 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса имплантата типа С6 диаметром  $d = 3,5$  мм и длиной  $l = 8,0$  мм (глубина погружения 6,86 мм) в плоскости максимального нагружения L-L (рис. 6) в условиях идеальной остеоинтеграции (увеличено).  
Нагружение L1

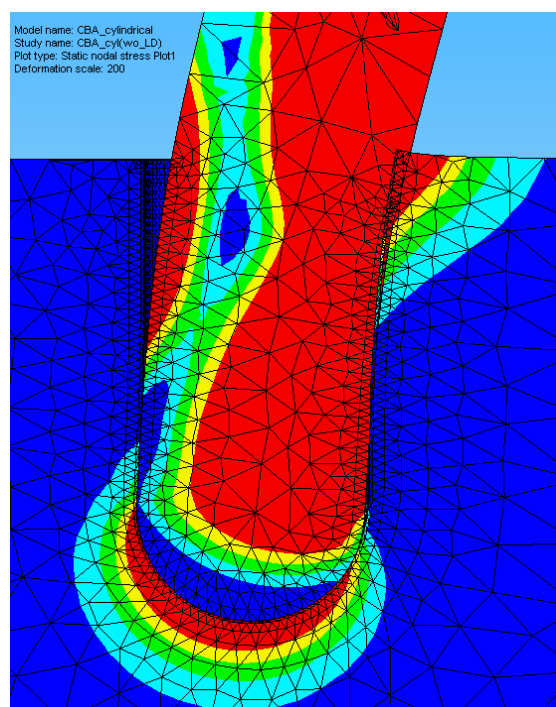


Рис. 12 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса имплантата типа С6 диаметром  $d = 3,5$  мм и длиной  $l = 8,0$  мм (глубина погружения 6,86 мм) в плоскости максимального нагружения L-L (рис. 6) в условиях полной дезостеоинтеграции (увеличено).  
Нагружение L1

Появление новой зоны больших локальных напряжений опасно прежде всего потому, что корневая часть имплантата опирается на губчатую кость с низкими предельными напряжениями (по данным [27], предел прочности на растяжение и сжатие губчатой кости составляет всего от 2 до 5 МПа). Практическая важность полученных результатов состоит в том, что пациенты со сниженными прочностными свойствами кости могут подвергать установленные имплантаты внешнему нагружению только после контролируемого достижения полной остеоинтеграции.

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 более глубокое исследование распределения контактных давлений по поверхности контакта. Для изучения контактных давлений нами использовано ПО ANSYS. Учитывая особенности моделирования контакта, граничные условия для контактирующих поверхностей имплантата и кости выбирались таким образом, чтобы во время нагружения обеспечивалось непроникновение поверхности имплантата (более жесткого материала) в по-

верхность кости (менее жесткий материал). Разбиение их на КЭ производилось независимо. В качестве КЭ выбирали 10-точечные элементы со срединными узлами. Применение таких элементов позволило увеличить точность расчета за счет использования в них аппроксимирующих полиномов 2 степени.

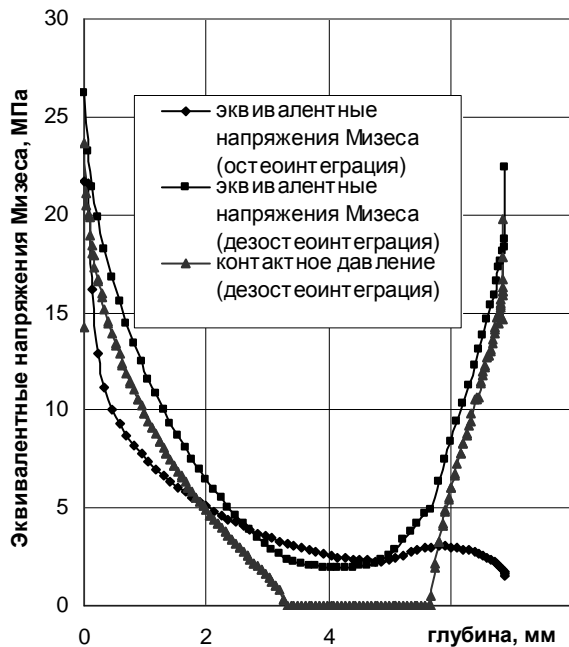


Рис. 13 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линии С контакта имплантата типа С6 диаметром 3,5 мм с костью (зона сжатия) для условий идеальной остеоинтеграции и полной дезостеоинтеграции, а также контактного давления (при полной дезостеоинтеграции). Нагружение L1

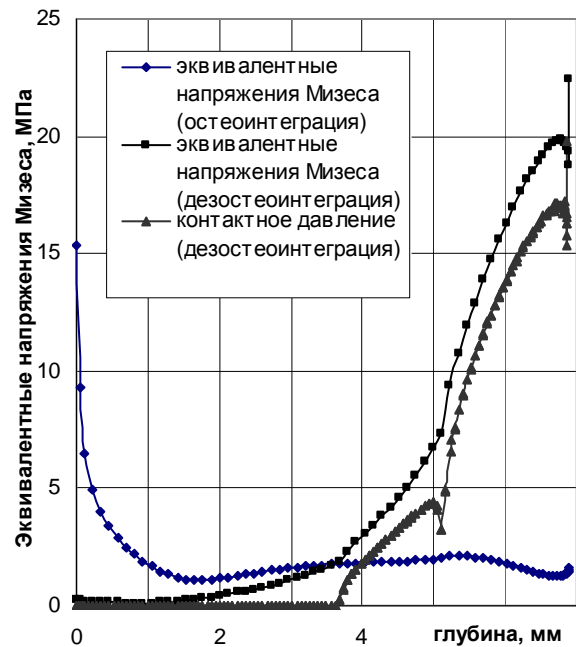


Рис. 14 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линии В контакта имплантата типа С6 диаметром 3,5 мм с костью (зона растяжения) для условий идеальной остеоинтеграции и полной дезостеоинтеграции, а также контактного давления (при полной дезостеоинтеграции). Нагружение L1

Несмотря на то, что при потере остеоинтеграции эквивалентные напряжения в кости на границе контакта в области шейки не превышают 30 МПа (рис. 13), т.е. существенно ниже  $[\sigma]_c = 170$  МПа, [27]), максимальные контактные давления в кости при дезостеоинтегрированном имплантате, нагруженном окклюзионными нагрузками L1, достигают 23 МПа в области шейки и 18 МПа – у корня. Такие величины контактных напряжений сжатия сопоставимы с допускаемыми напряжениями на сжатие (при динамических нагрузках их принято считать  $(0,20...0,25[\sigma]_c)$ ) и вполне могут привести к локальному разрушению кости от смятия.

Выше было показано, что в условиях полной дезостеоинтеграции возможно рассоединение поверхности контакта как по линии В (зона растяжения), так и в средней части зоны сжатия (по линии С), которая разделяет две области локализованного НДС: область шейки и корневую. Длина зоны рассоединения по сути равна размеру очага полной дезостеоинтеграции. Для исследования влияния внешнего нагружения на его размеры нами исследовано изменение контактных давлений в кости в зависимости от уровня внешних нагрузок. Результаты пред-

ставлены на рис. 15 и 16 для нагрузок L1, L2, L3. В исследованиях был использован имплантат типа CS (см. рис. 5) и 3D модель M1.

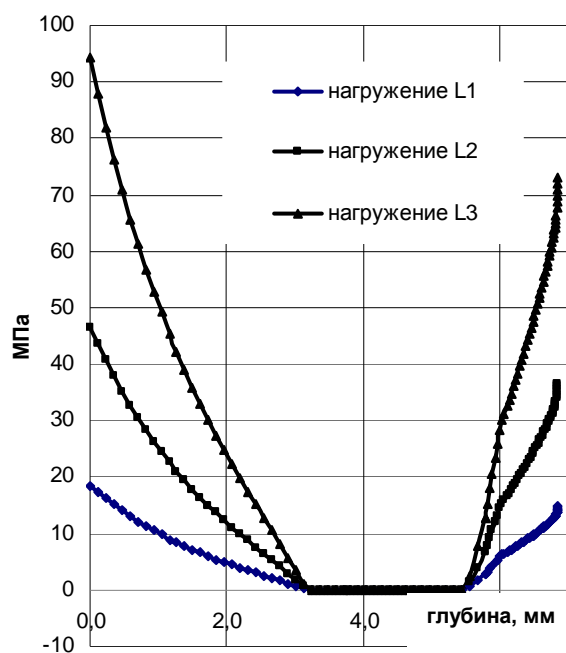


Рис. 15 Распределение контактного давления по линии С (зона сжатия) контакта имплантата типа CS ( $d = 3,5$  мм,  $l = 8,0$  мм) с костью в условиях полной дезостеоинтеграции при нагрузках L1, L2, L3

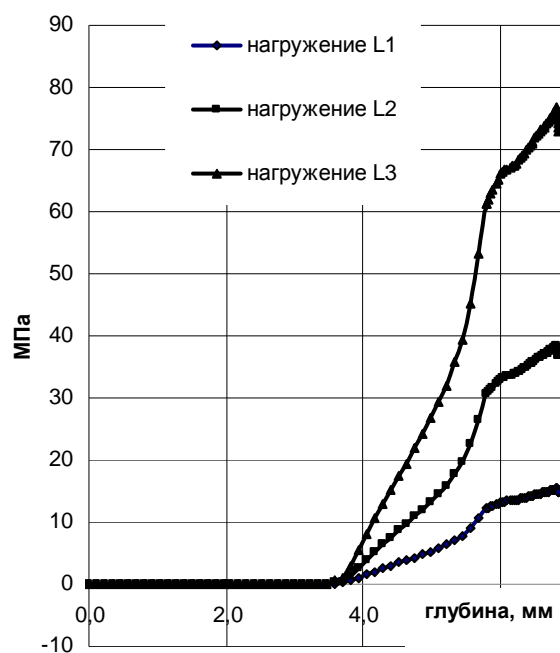


Рис. 16 Распределение контактного давления по линии В (зона растяжения) контакта имплантата типа CS ( $d = 3,5$  мм,  $l = 8,0$  мм) с костью в условиях полной дезостеоинтеграции при нагрузках L1, L2, L3

Для сравнения на рис. 17 и 18 представлены результаты исследований зависимости эквивалентных напряжений Мизеса в кости от уровня нагружения имплантата в условиях полной дезостеоинтеграции.

Результаты исследований показали, что за счет появления зон рассоединения имплантата и кости как в растянутой, так и сжатой зоне происходит значительное дополнительное нагружение области шейки и корневой части имплантата. В исследуемом диапазоне нагрузок L1, L2, L3 длины зон рассоединения не изменяются, а величины контактных давлений изменяются пропорционально нагружению. Последнее объясняется особенностями постановки контактной задачи между двумя практически одинаковыми по форме поверхностями (поверхность контакта практически не изменяется). Локальные пики эквивалентных напряжений вызваны особенностями геометрии имплантата типа CS (негладкое сопряжение цилиндрической и сферической частей).

Величины радиальных зазоров, появляющихся при рассоединении границы контакта в плоскости максимального нагружения, тоже изменяются пропорционально нагружению (см. рис. 19, 20). При нагружении системой сил L3 наибольший внешний зазор в зоне растяжения достигает  $1,4 \times 10^{-2}$  мм, а внутренний зазор —  $5 \times 10^{-3}$  мм. Результаты выполненных исследований позволяют прогнозировать подвижность имплантатов при их дезостеоинтеграции, а также оценивать уровень остеоинтеграции по результатам измерения радиальных смещений имплантата.

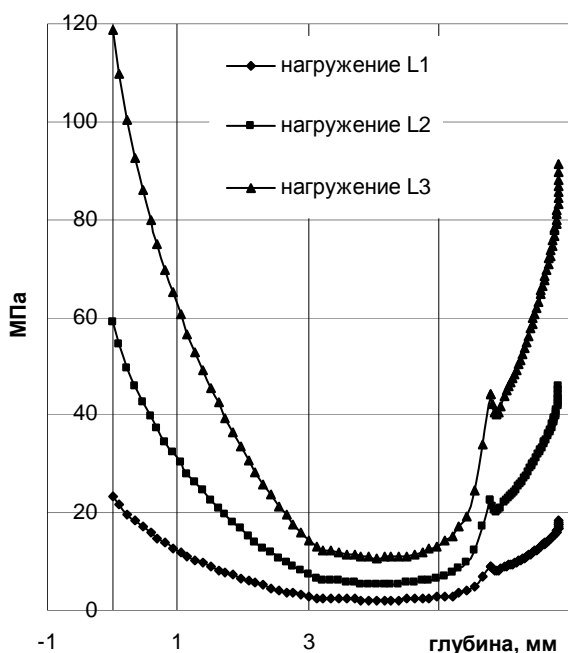


Рис. 17 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линии С (зона сжатия) контакта имплантата типа CS ( $d = 3,5$  мм,  $l = 8,0$  мм) с костью в условиях полной дезостеоинтеграции при нагрузениях L1, L2, L3

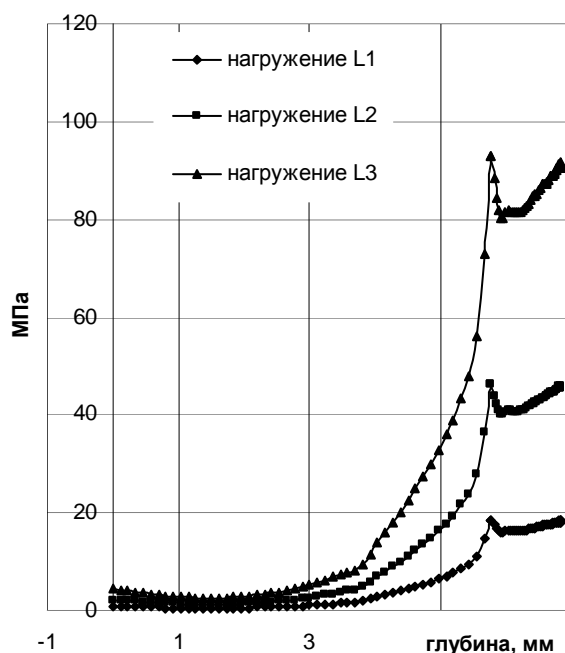


Рис. 18 Распределение эквивалентных напряжений Мизеса по линии В (зона растяжения) контакта имплантата типа CS ( $d = 3,5$  мм,  $l = 8,0$  мм) с костью в условиях полной дезостеоинтеграции при нагрузениях L1, L2, L3

Анализ НДС был дополнен сопоставительными исследованиями распределения окружных деформаций кости по глубине линий контакта В и С в плоскости максимального нагружения. Исследования выполнены в условиях идеальной остеоинтеграции и полной дезостеоинтеграции. Результаты представлены на рис. 21 для нагружения L1. В зоне растяжения дезостеоинтеграция приводит к появлению в корневой части имплантата окружных деформаций кости  $\varepsilon_z = 55 \times 10^{-5}$  е.о.д., а в зоне сжатия (шейка) они составляют  $90 \times 10^{-5}$  е.о.д. (физиологически допустимый уровень равен  $(1,0 \dots 3,0) \times 10^{-3}$  е.о.д.).

Исследования показали, что при пятикратном увеличении окклюзионного нагружения максимальные деформации кости могут превысить физиологически допустимый уровень. Очевидно, что величины максимальных деформаций кости обусловлены геометрическими размерами имплантата, т.е. диаметром и длиной, определяющей глубину погружения в кость.

Выполненные исследования позволяют проводить обоснованный выбор формы и размеров имплантата с учетом индивидуальных особенностей пациента для обеспечения успешной имплантации. Сама проблема выбора имплантата оптимальных размеров связана с исследованиями зависимости максимальных эквивалентных напряжений Мизеса от геометрических параметров имплантата (диаметра и глубины внедрения в кость). Их результаты представлены ниже.

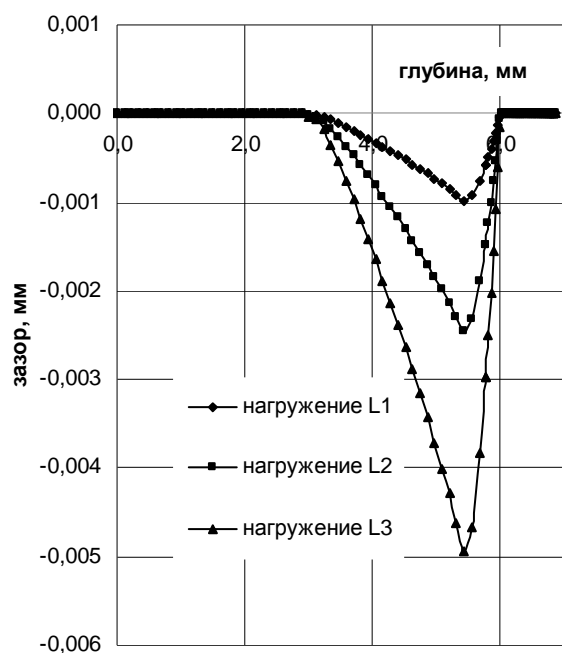


Рис. 19 Распределение радиальных зазоров между имплантатом типа CS ( $d = 3,5$  мм,  $l = 8,0$  мм) и костью вдоль линии С их контакта в условиях полной дезостеоинтеграции при нагрузениях L1, L2, L3

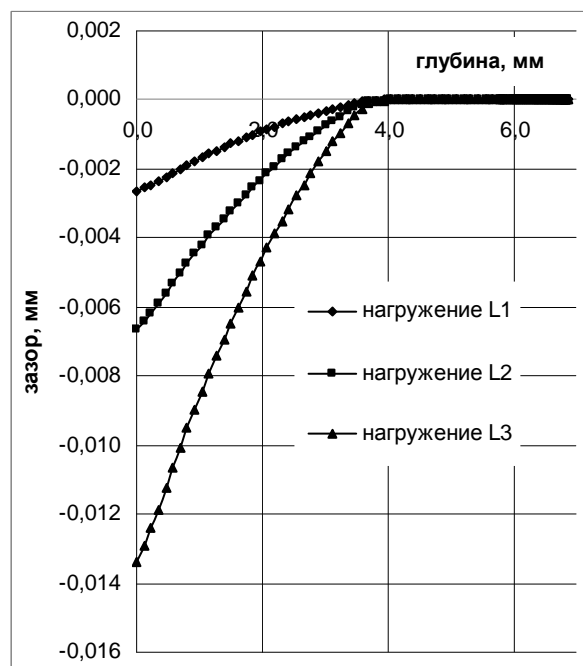


Рис. 20 Распределение радиальных зазоров между имплантатом типа CS ( $d = 3,5$  мм,  $l = 8,0$  мм) и костью вдоль линии В их контакта в условиях полной дезостеоинтеграции при нагрузениях L1, L2, L3

Предварительно нами создана более совершенная математическая модель ДС и апробирована новая методика исследования локализованного НДС, пригодная также для изучения НДС имплантатов с нерегулярной формой контура (резьбовых и др.).

### 3. Обоснование методики исследования локализованного НДС ДС “имплантат-кость” при полной дезостеоинтеграции

Выполненные нами исследования зон локализации НДС в ДС “цилиндрический имплантат-кость” и обнаружение весьма опасных, особенно для пациентов с пониженными механическими свойствами костной ткани, зон высоких напряжений и контактных давлений, предопределяет необходимость более тщательного исследования НДС не только на поверхности контакта, но и в прилегающей к ней области локализации НДС в кости в контактной постановке. Известно, что при контактном нагружении, особенно при наличии локальных неоднородностей формы контакта (выступы и т.д.), опасные точки могут находиться на некоторой глубине от поверхности контакта. Определение таких точек возможно при весьма малых размерах КЭ сеток [20]. Подобная проблема возникает при исследовании контактного взаимодействия с костью цилиндрических имплантатов с покрытиями, увеличивающими шероховатость, а следовательно, площадь поверхности контакта, а также различных резьбовых имплантатов с негладким профилем резьбы.

Поскольку контактная постановка задачи об НДС двух разнородных тел требует значительных ресурсов ЭВМ, представляется целесообразным использовать

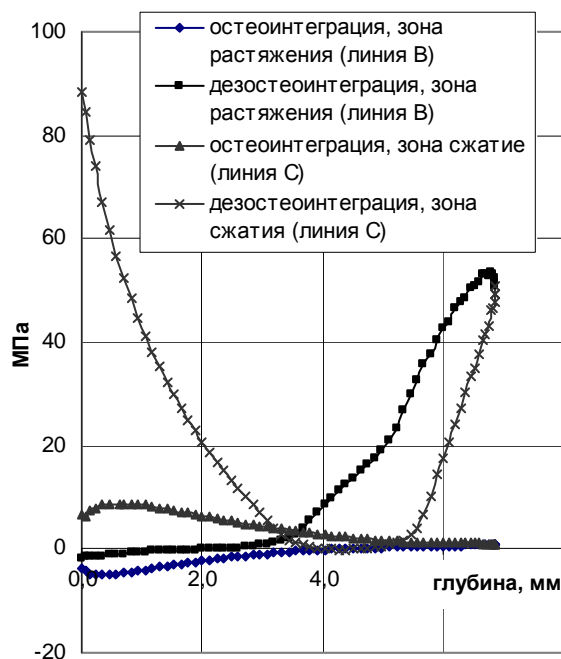


Рис. 21 Распределение окружных деформаций в кости вдоль линии ее контакта с имплантатом С6 в условиях идеальной остеointеграции и полной дезостеоинтеграции. Нагружение L1. Диаметр имплантата  $d = 3,5$  мм, длина  $l = 8,0$  мм (обща длина  $l_1 = 11,36$  мм)

ладает более высокой чувствительностью к описанию НДС в локальных областях на стыке цилиндрической и полусферической поверхностей (здесь увеличение локальных эквивалентных напряжений Мизеса составляет более 22%, а радиальных зазоров – более 10%). Следовательно, при исследованиях НДС цилиндрических имплантатов с биоактивными покрытиями, увеличивающими шероховатость поверхности, а также широкого спектра резьбовых имплантатов, обладающих негладким контуром (ITI, Ankylos, Astra, Bicon, Nobel Biocare), следует стремиться к максимально возможному уменьшению размера КЭ, чтобы максимально точно воспроизвести НДС локальных зон.

#### 4. Исследование влияния длины и диаметра цилиндрических имплантатов на распределение НДС в области их контакта с костной тканью

Длина и диаметр имплантата существенным образом влияют на распределение НДС в костной ткани вдоль поверхности контакта и положение зон опасного НДС. До настоящего времени выполнены, в основном, качественные исследования (см., например, [4, 18]) с недостаточной для выработки практических рекомендаций точностью, поскольку размер КЭ более 0,5 мм. Поскольку задача об НДС сильно локализована, для проведения количественных исследований можно использовать достаточно простые геометрические модели участка челюсти (см., например, [4, 17, 18]), но с применением КЭ сеток с весьма малыми размерами КЭ (0,1...0,15 мм). В таких исследованиях принципиально важно использовать наибо-

условия геометрической и силовой симметрии задачи для существенного увеличения количества КЭ с одновременным уменьшением их размеров. Используя 3D модель M2 с нулевыми по перемещениям граничными условиями (рис. 22), а также геометрическую модель имплантата CS (рис. 5), нами оценено изменение закона распределения эквивалентных напряжений Мизеса, контактных давлений, а также радиальных зазоров при разбиении тонкостенного представительного цилиндра вокруг имплантата на КЭ с размером  $a = 0,15$  мм (уменьшение в 1,7 раза по сравнению с предыдущими исследованиями). Сопоставление результатов этих исследований с результатами, представленными на рис. 13–20, показывает, что при уменьшении размера КЭ внутри представительного объема от  $a = 0,25$  мм до  $a = 0,15$  мм величины максимальных контактных давлений, эквивалентных напряжений Мизеса и радиальных зазоров практически не изменились. Однако новая КЭ сетка об-

лее полную систему жевательных усилий [17, 18]. Поставленная задача имеет важное прикладное значение, поскольку в результате исследований можно дать рекомендации по выбору диаметра и длины имплантата для конкретного пациента по результатам предварительной оценки методами КТ или ЯМР-исследований уникальных размеров и формы его челюсти, а также прочностных свойств костных тканей по измерению их плотности.

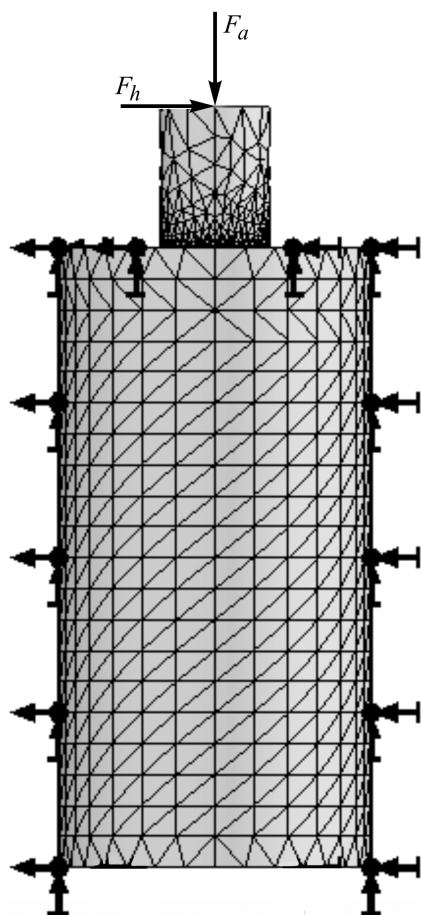


Рис. 22 Граничные условия, выбранные в 3D модели M2 для решения проблемы локализованного НДС в области контакта имплантата с костью с повышенной точностью

$d_{\max} = 7 \times 10^{-3}$  м – наибольший диаметр имплантата из ряда исследуемых (см. рис. 23);

$l_{\max} = 17 \times 10^{-3}$  м – наибольшая длина имплантата из ряда исследуемых в соответствии с рис. 23.

Исследования выполнены для нагружения L1, однако аналогичным способом результаты могут быть получены для любого уровня нагружений, выбранного в качестве предельного для конкретного пациента.

Представленные на рис. 27 и 28 графики изменения максимальных эквивалентных напряжений Мизеса в точках  $C_0$  (зона сжатия, рис. 6) и  $B_0$  (зона растяжения, рис. 6) показывают следующее.

С использованием разработанной ранее методики [17] нами изучено распределение эквивалентных напряжений Мизеса вдоль линии контакта цилиндрического имплантата с однородной костью в плоскости максимального нагружения, т.е. вдоль линий В и С на рис. 6. Исследования выполнены для цилиндрических имплантатов, соответствующих по длине и диаметру коммерческим имплантатам типа ITI, Ankylos, Astra, Bicon, Nobel Biocare, в условиях идеальной остеоинтеграции, соответствующих успешному проведению имплантации. В исследованиях была использована геометрическая модель M1, а также цилиндрический имплантат типа С1. Размер КЭ в кости в зоне контакта  $a = 0,15$  мм.

Результаты исследования, представленные на рис. 23–26, подтверждают существенную зависимость эквивалентных напряжений Мизеса в области шейки и корневой части от длины и диаметра имплантата.

Для выработки рекомендаций по выбору геометрических размеров цилиндрических и близких к ним по форме имплантатов в зависимости от прочностных свойств кости пациента нами предложен безразмерный критерий выбора имплантата в виде:

$$K^* = \frac{d_i \times l_i}{(d_{\max} \times l_{\max})}, \text{ где}$$

$d_i$  – диаметр выбираемого имплантата;

$l_i$  – его длина;



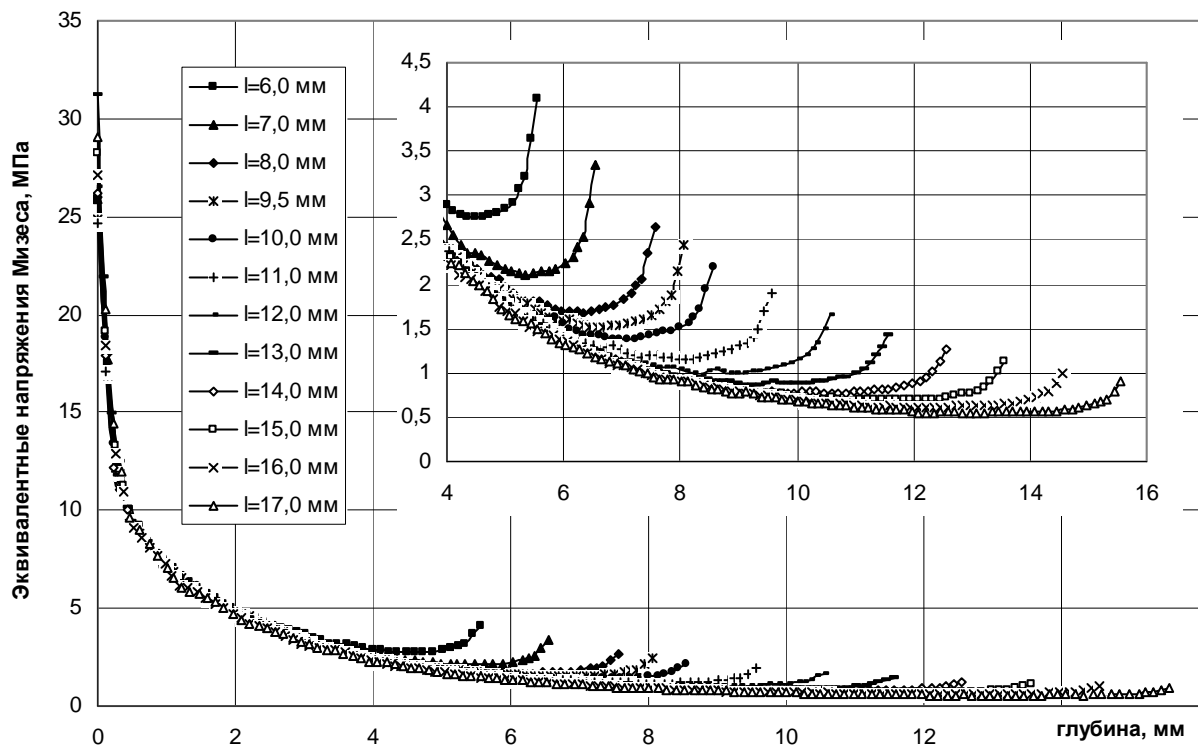


Рис. 23 Изменение эквивалентных напряжений Мизеса по линии С контакта имплантатов типа С1 диаметром  $d = 3,5$  мм с костью в зависимости от их длины. Напряжение L1

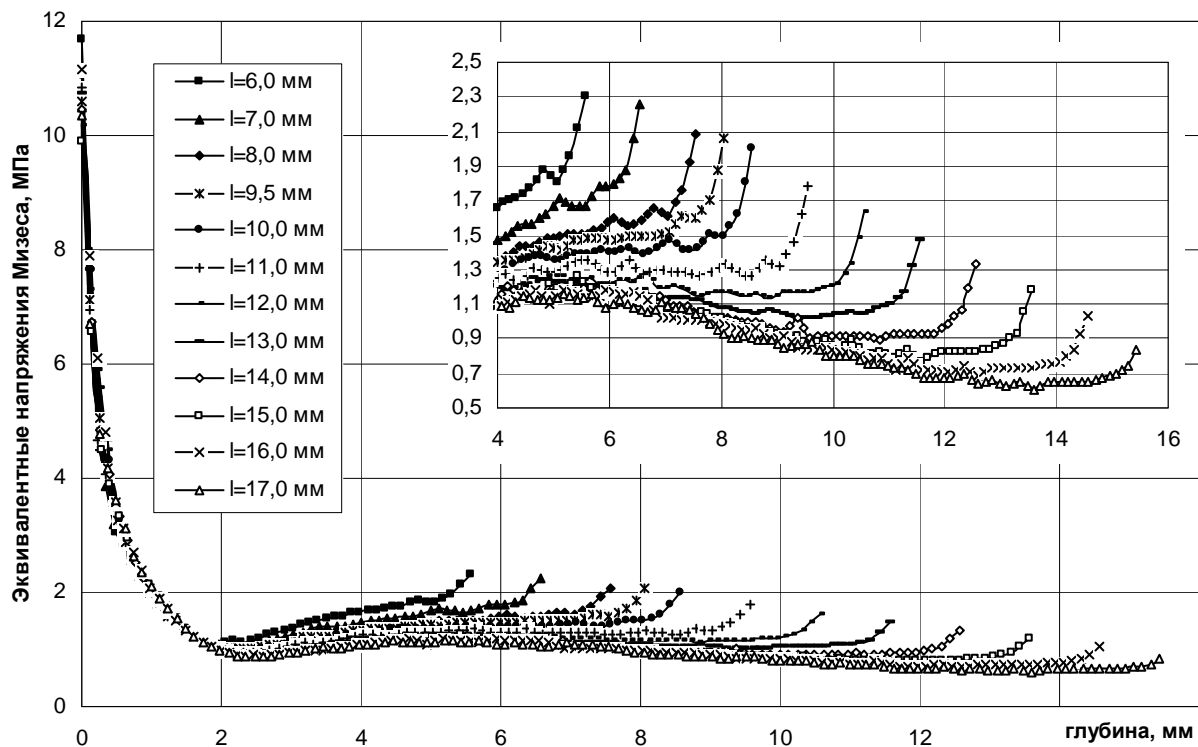


Рис. 24 Изменение эквивалентных напряжений Мизеса по линии В контакта имплантатов типа С1 диаметром  $d = 3,5$  мм с костью в зависимости от их длины.

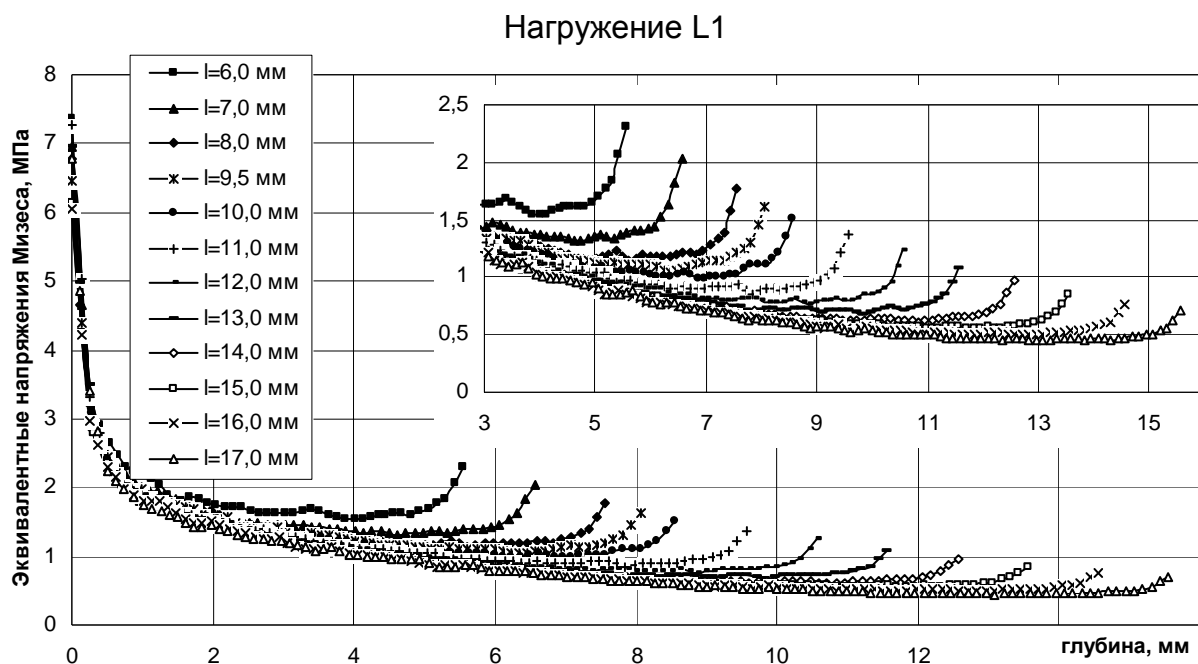


Рис. 25 Изменение эквивалентных напряжений Мизеса по линии С контакта имплантатов типа С1 диаметром  $d = 7,0$  мм с костью в зависимости от их длины. Нагружение L1

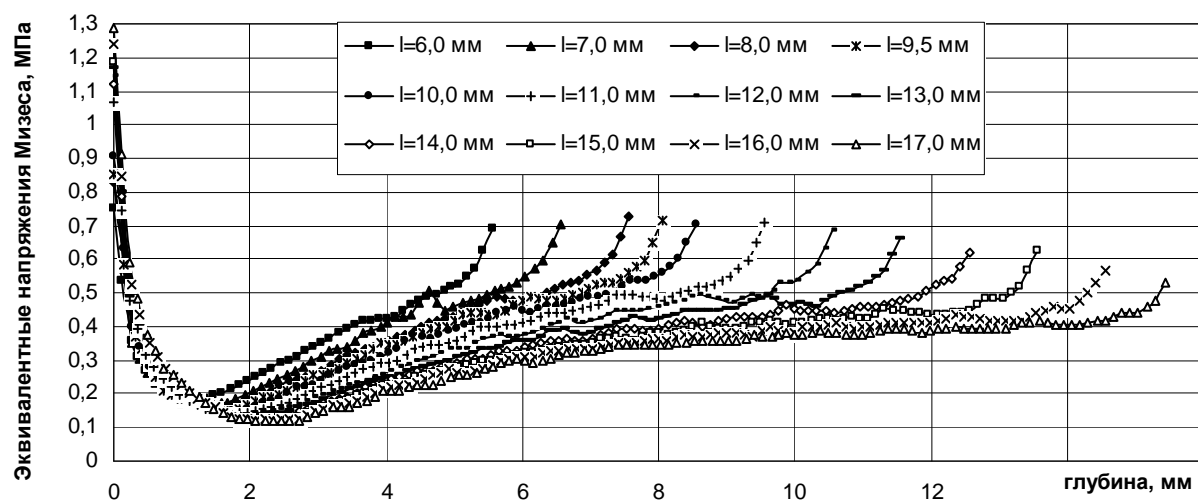


Рис. 26 Изменение эквивалентных напряжений Мизеса по линии В контакта имплантатов типа С1 диаметром  $d = 7,0$  мм с костью в зависимости от их длины. Нагружение L1

1. Для относительно больших диаметров имплантатов их длина не влияет на величину максимальных эквивалентных напряжений, т.к. кривые  $\sigma_{\text{экв макс}}(K^*)$  при  $d = \text{const}$  практически горизонтальны.
2. Абсолютный уровень максимальных эквивалентных напряжений Мизеса увеличивается с уменьшением диаметра.
3. Семейство графиков  $\sigma_{\text{экв макс}}(K^*)$  имеет огибающие, ограничивающие выбор геометрических размеров имплантата и формирующие для этого область вы-

бора длины имплантата заданного диаметра по наперед заданному значению максимальных эквивалентных напряжений. Последние могут быть предварительно выбраны для пациента по результатам денситометрии его костных тканей, т.к. существует прямая связь плотности кости на КТ-изображении с ее прочностью.

Горизонтальная линия М на рис. 27 показывает, например, что если для пациента N в качестве допускаемых напряжений на сжатие выбраны  $\sigma_{\text{экв макс}} = 10,0$  МПа, то для него приемлем ряд имплантатов с диаметром 6,0 мм и более, имеющих длины, соответствующие критериям  $K^*$  из заштрихованной области на рис. 27.

Горизонтальная линия N на рис. 28 показывает, что для пациента с выбранным допускаемым напряжением на растяжение  $\sigma_{\text{экв макс}} = 5,0$  МПа приемлемы имплантаты всех диаметров и длин, вытекающих из критерия  $K^*$ , выбранного из заштрихованной области (т.е. 4,5 мм и более). При этом для имплантатов с  $d = 3,5$  мм пригодны только те, у которых  $K^* = 0,3$  и более.

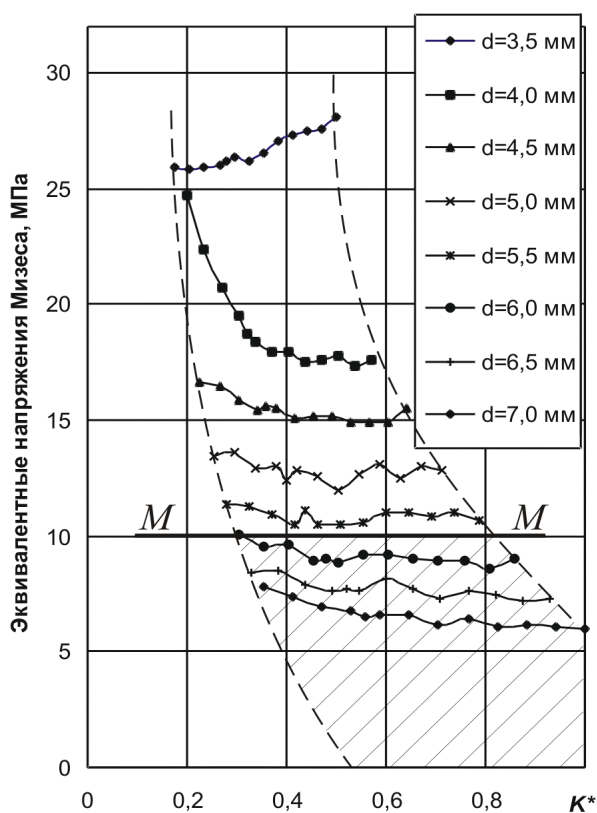


Рис. 27 Зависимость максимальных эквивалентных напряжений Мизеса в кости (точка  $C_0$ ) от относительного критерия выбора имплантата  $K^*$

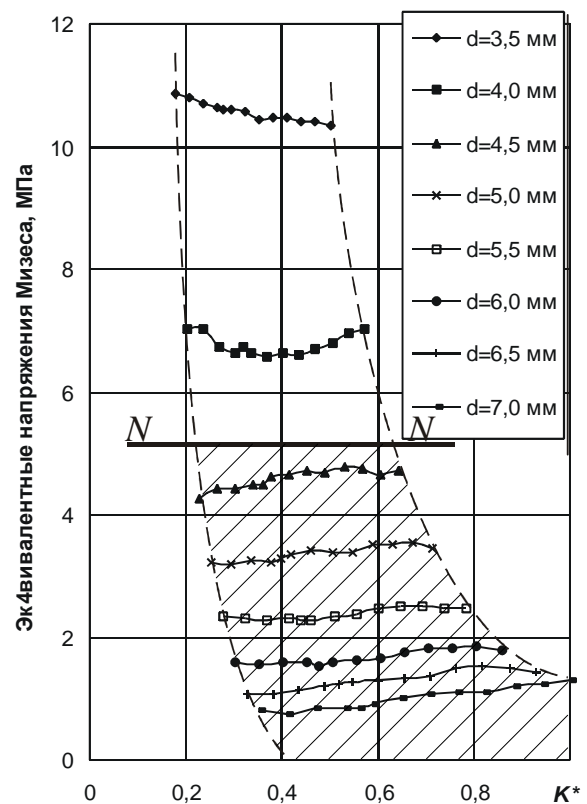


Рис. 28 Зависимость максимальных эквивалентных напряжений Мизеса в кости (точка  $B_0$ ) от относительного критерия выбора имплантата  $K^*$

### Выводы и обсуждение результатов

1. С использованием двух разработанных математических моделей ДС “цилиндрический имплантат-кость” исследовано распределение параметров НДС кортикальной кости в областях локализации опасного НДС.

2. Применение усовершенствованной математической модели численной оценки НДС кости в плоскости максимального нагружения позволило существенно

увеличить по сравнению с предыдущими исследованиями точность расчётов эквивалентных напряжений, контактных давлений, а также максимальных главных деформаций в зоне контакта имплантата с костью в плоскости максимальной нагрузки. Подтверждены выводы предшествующих исследований о локализации области максимальных напряжений у шейки имплантата в зоне сжатия.

3. Изучено влияние формы (радиуса кривизны) корневой части имплантата на величину эквивалентных напряжений Мизеса и их локализацию. Исследовано влияние локальных неоднородностей формы имплантата на локальные забросы эквивалентных напряжений. Доказана необходимость включения в геометрическую модель имплантата корневых подпятников, способствующих равномерному распределению вертикальных компонент окклюзионных нагрузок и уменьшению перегрузки кости у корня имплантата. При этом изменение формы корневой части имплантата не приводит к существенному изменению показателей НДС в области шейки.

4. Показано, что ослабление связи имплантата с костью при развитии дезостеоинтеграции приводит к появлению второй зоны опасной локализации НДС у корня имплантата и к существенному перераспределению параметров НДС кости в области её контакта с поверхностью имплантата. Поскольку корневая часть имплантата в действительности опирается на менее прочную губчатую кость, это может привести к локальному перенапряжению кости в корневой части имплантата, усугублению дезостеоинтеграции и подвижности имплантата. В таких условиях особое значение приобретает вопрос о выборе формы корневой части имплантата, и его конструкции, обеспечивающих наилучшее распределение напряжений и контактных давлений в корневой части.

5. Выполненные сравнительные исследования по оценке зазоров между имплантатом и костью, особенно при ослаблении связи между ними, позволяют оценивать подвижность имплантатов, особенно подвергающихся нагружению без предварительного длительного вживления, а также определять реальный уровень остеоинтеграции по результатам измерений зазоров. Последнее особенно важно при использовании имплантата в качестве опоры для мостовидного протеза.

6. Выполнены исследования по оценке влияния длины и диаметра цилиндрического имплантата на величину и распределение показателей НДС кости в области шейки. Разработана методика обоснованного выбора диаметра и длины имплантата с учетом уровня плотности ткани челюсти по величине допускаемых эквивалентных напряжений Мизеса для кортикальной кости. При снижении прочностных свойств кости нагружение имплантатов допустимо только при достижении высокого уровня остеоинтеграции.

7. Проведенные исследования свидетельствуют о существенном влиянии формы и размеров цилиндрического-имплантата на НДС ДС "имплантат-кость". Установленные закономерности расширяют возможности дентальной имплантации и способствуют повышению ее эффективности за счет выбора оптимальной формы, длины и диаметра имплантатов с учетом состояния плотности минеральных тканей челюсти пациента, а также с точки зрения учёта индивидуальных особенностей анатомического строения его зубочелюстной системы.

### **Список литературы**

1. Branemark P.-J., Adell R., Breine U., 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.
3. 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.
4. 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.
5. Параскевич В.Л. Дентальная имплантология. Основы теории и практики: научно-практическое пособие. – Минск: ООО “Юнипресс”, 2002.
6. Bathe K.J. Finite element procedures. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1995, 1037 pp.
7. Middleton J., Jones M.L., Pande G.N. Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering, 1996; 1st edn. – 125-134. Gordon and Breach Science, Amsterdam.
8. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L. The Finite Element Method. Volume 1: The Basis. Fifth edition by Butterworth-Heinemann, 2000.
9. Meroueh K.A., Watanabe F., Mentag P.J. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osseointegrated cylindrical implant. *J Oral Implantol* 1987; 13: 215–238.
10. 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.
11. 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(5): 813-816.
12. 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 Implantol* 1998; 24: 80-88.
13. 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(4): 299-303.
14. 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.
15. Al-Sukhun J., Kelleway J., Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res Pt A* 2007; 80(1): 234-246.
16. Aoki H., Ozeki K., Ohtani Y., Fukui Y., Asaoka T. Effect of a thin HA coating on the stress/strain distribution in bone around dental implants using three-dimensional finite element analysis. *Biomed Mater Eng* 2006; 16(3): 157-169.
17. Деменко В.Ф., Несвит В.Ф., Воробьев А.Ю., Линецкий И.В., Ранджи З.Р. Изучение биомеханического взаимодействия имплантатов и опорных тканей челюсти с применением метода конечных элементов. – Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. – Харьков: НАКУ “ХАИ”, 2007 – Вып. 37. – с. 53-72
18. 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): 20-25.

19. 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.

20. 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.

21. ANKYLOS Product Catalogue, January 2006. Dentsply Friadent CeraMed

22. Lemons J.E., Dietsh-Misch F. Biomaterials for Dental Implants. In: Misch C.E., editor. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999. – 271-302.

23. Van Oosterwyck H., Duyck J., Vander Sloten J., Van der Perre G., De Cooman M., Lievens S., Puers R., Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Impl Res* 1998; 9: 407-418.

24. 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.

25. Brunski J.B. Biomechanics of dental implants. In: Block M., Kent J.N., Guerra L.R., editors. *Implants in dentistry*. 1st ed. W.B. Saunders Co., Phila, Pa: 1997, 63–71.

26. Hansson S., The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10(5): 394-405.

27. Martin R.B., Burr D.B., Sharkey N.A. *Skeletal tissue mechanics*. 1st ed. New York: Springer; 1998. – 127-178.

28. Branemark P.-J., Hansson B.O., Adell R., Breine U., Lindstrom J., Hallen O., Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scand. J Plast & Reconst Surg* 1977; 16: 1-132.

29. Hahn J. Single-stage, immediate loading, and flapless surgery. *J Oral Impl* 2000; 26(3): 193-198.

30. Buser D., Mericske-Stern R., Bernard J.P. et al. Long-term evaluation of nonsubmerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multicenter study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8: 161-172.

31. Lazzara R.J., Porter S.S., Testori T., Galante G., Zetterqvist L. A prospective multicenter study evaluating loading of osseotite implants two months after placement: one-year results. *J Esthet Dent* 1998; 10(6): 280-289.

32. Branemark P.-J., Engstrand P., Ohnell L.-O., Grondahl K., Nilsson P., Hagberg K., Darle C., Lekholm U. Branemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow up-study. *Clin Impl Dent Relat Res*. 1999, 1:2-16.

33. Ibanez J.C., Jalbout Z.N. Immediate loading of osseotite implants: two-year results. *Implant Dent* 2002; 11(2): 128-136.

34. Colomina L.E. Immediate loading of implant-fixed mandibular prostheses: a prospective 18-month follow-up clinical study – preliminary report. *Implant Dent* 2001; 10(1): 23-29.

35. Davies J.E. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 391-401.