

УДК: 616. 314-089

А. Н. Чуйко\*, О. Н. Суров\*\*, Р. С. Алымбаев\*\*\* И. А. Шинчуковский\*\*\*\*

## ОБ ОСОБЕННОСТЯХ БИОМЕХАНИКИ ПРИ ФИКСАЦИИ СУБПЕРИОСТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ

\*Харьковский государственный университет питания и торговли \*\*Каунасская академическая клиника зубной имплантации и протезирования

\*\*\*Киргизская государственная медицинская академия

\*\*\*\*Национальный медицинский университет имени А. А. Богомольца

### Введение

По мнению многих специалистов [1...5], субпериостальные имплантаты (СИ) являются последней надеждой беззубого пациента получить несъемный протез. В докладе [2] прямо поставлен вопрос: «Что мы предложим после тотальной атрофии челюстей в преклонном возрасте?»

Среди всей номенклатуры дентальных имплантатов СИ наиболее сложны как по конструкции, так и по технологии их установки. Субпериостальный имплантат (рис. 1 [3]) - это индивидуальная литая жесткая конструкция, точно лежащая на поверхности челюстной кости с хорошей его первичной фиксацией. Эндооссальная поверхность СИ имеет рельеф, точно соответствующий поверхности кости. Надкостничная поверхность СИ имеет слегка выпуклую поверхность, которая механически не травмирует мягких тканей при функционировании фиксированного мостовидного протеза.

В сумме знаний, необходимых дентальному имплантологу, применяющему СИ, особую роль приобретают основы биомеханического обоснования принимаемых решений.

При анализе таких конструкций (рис. 1) и их взаимодействия с гребнем альвеолярного отростка челюсти возникают следующие основные задачи, связанные с определением прочности:

- прочность головки (шейки) имплантата;
- прочность каркаса имплантата, т. е. его опорной части;

- величина напряжений, возникающих в кости альвеолярного гребня;

- обоснование рациональной фиксации СИ.

Решения первых трех задач встречаются в литературе и частично рассмотрены в наших работах [4, 5]. Работ, посвященных биомеханике фиксации СИ, значительно меньше, поэтому в [6] нами достаточно подробно рассмотрены особенности конструирования, фиксации и стабилизации СИ. Однако в одной работе, даже такой обстоятельной как [6], все вопросы фиксации рассмотреть не удалось. Основной целью предлагаемого исследования является биомеханическое обоснование рациональной фиксации СИ при использовании винтов и гвоздиков.

### Расчетные схемы, свойства материалов и величина нагрузки для анализа элементов фиксации СИ

В соответствии с [1, 3] первичная фиксация СИ играет большую роль при затягивании раны и определяет продолжительность функционирования СИ. Возможны следующие способы фиксации:

1. Анатомо-топографический.



Рис. 1. Субпериостальные имплантаты для нижней и верхней челюстей [3]

2. Механический.

3. Протезный.

4. Комбинированный.

В соответствии с темой исследования рассмотрим только механический способ фиксации с помощью винтов и гвоздиков.

Механический способ фиксации применяют при конструировании имплантата на огнеупорной модели. Для этого применяются микровинты и гвоздики из того же сплава, что и имплантат. По устоявшейся технологии они отливаются и изготавливаются одновременно. Идеальный вариант, когда по обе стороны от опорной ленты, несущей головку, на краевой ленте мы можем применить отдаленно по два винта или гвоздика или их сочетание. Ещё лучший вариант, если фиксирующие элементы находятся по обе стороны тела челюсти. Форма винтов и гвоздиков хорошо



Рис. 2. Винты и гвоздики, используемые для фиксации СИ

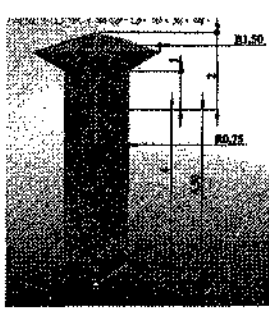


Рис. 3. Гвоздик базовий - циліндричний штифт.  $A=23,56 \text{ мм}^2$ ;  $k_A=1$

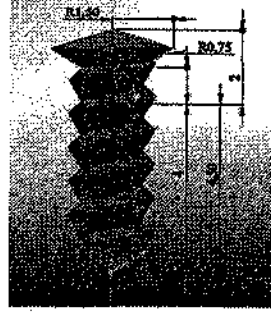


Рис. 4. Винт з трикутної різьбою.  $A=32,94 \text{ мм}^2$ ;  $k_A=1,4$



Рис. 5. Винт з закругленої різьбою.  $A=29,95 \text{ мм}^2$ ;  $k_A=1,27$

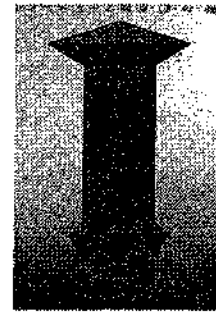


Рис. 6. Гвоздик з одним рядом зубчиків.  $A=24,79 \text{ мм}^2$ ;  $k_A=1,05$

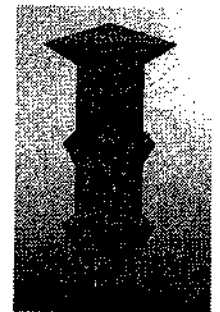


Рис. 7. Гвоздик з двома рядами зубчиків.  $A=26,02 \text{ мм}^2$ ;  $k_A=1,1$

видна на рис. 2. Гвоздики удобны для использования в дистальных местах, когда просверлить кость и тем более прикрутить винт невозможно, так как возникает большой травматизм тканей.

Гвоздик - это стержень с зубчиками, расположенными на нескольких уровнях по направлению к его острию [3].

Используемая далее для геометрических построений программа «SolidWorks» [9] позволяет создавать детали и сборки практически любой сложности с отражением всех особенностей конструкции. Но так как одной из целей данного исследования является выявление не только особенностей биомеханики каждого типа конструкции (винтов и гвоздиков), но и их сравнительный анализ, при разработке расчетных схем особое внимание уделялось соблюдению подбора основных конструктивных параметров с варьированием только тех параметров, которые отражают цель исследования.

Внешний вид винтов и гвоздиков, используемых при анализе, и их основные размеры приведены на рис. 3, 4, 5, 6, 7. Здесь же приводятся значения площадей цилиндрической части поверхности  $A$  и коэффициента площади  $k_A$ , отражающего отношение площади конструкции каждого типа к площади цилиндра.

Отметим, что для гвоздика с треугольной резьбой площадь цилиндра со средним диаметром резьбы  $A=28,27 \text{ мм}^2$  и по отношению к ней коэффициент площади  $k_A=1,16$ , а

площадь цилиндра с наружным диаметром резьбы  $A=32,99 \text{ мм}^2$  и по отношению к ней коэффициент площади  $k_A=0,998$ . Эти данные ниже мы будем также использовать при анализе.

Механические свойства сплавов и костной компактной ткани приведены в табл. 1, где приняты следующие обозначения:  $E$  - модуль упругости материала;  $\mu$  - коэффициент Пуассона;  $\sigma_u$  - предел прочности материала;  $\sigma_f$  - предел текучести для металлов или травмирующее напряжение для костных тканей.

Здесь особо отметим, что в табл. 1 приведены только те свойства материалов, которые будут использоваться при расчетах. В то же время, номенклатура основных свойств металлов гораздо шире [7], так как можно указать и другие характеристики - предел упругости, предел пропорциональности, предел усталостной прочности

(особенно важная характеристика для всех элементов конструкции, участвующих в жевательном процессе).

Механические свойства костных тканей изучены еще недостаточно. Так, приводимые в литературе [7] основные свойства кости (табл. 1) совершенно не отражают пластические свойства кости, ее способность к релаксации и т. п.

Основные понятия, используемые при биомеханическом анализе

Одним из основных соотношений при «глубоком биомеханическом анализе» [7] является условие прочности, которое формулируется достаточно четко и просто: необходимо определить действующие напряжения  $\sigma$  и сравнить их с допустимыми  $\sigma_u$  (разрушающими, индекс "u" от английского слова ultimate - предельный), т. е. проверить справедливость неравенства:

$$\text{Напряжение } (\sigma) = \frac{\text{Сила } (F)}{\text{Площадь } (A)} \leq \text{Разрушающее напряжение } (\sigma_u) \quad (1)$$

Таблица 1

**Основные механические свойства сплавов и костной компактной ткани**

| Материал               | E<br>МПа          | $\mu$ | $\sigma_u$<br>МПа | $\sigma_f$<br>МПа |
|------------------------|-------------------|-------|-------------------|-------------------|
| Хромокобальтовый сплав | $2,25 \cdot 10^5$ | 0,33  | 825               | 565               |
| Титановый сплав        | $1,05 \cdot 10^5$ | 0,37  | 344               | 370               |
| Кортикальная кость     | $1,37 \cdot 10^4$ | 0,3   | 100               | 8                 |

Мы приводим одно из основных соотношений сопротивления материалов в развернутом виде потому, что именно к нему будем обращаться в процессе проводимого анализа. Обе величины, входящие в это неравенство, являются как бы двумя сторонами одной медали. С одной стороны, необходимо постоянно совершенствовать методы определения действующих напряжений - добиваться максимальной корректности расчетной схемы: геометрических размеров, механических свойств структурных составляющих (например, учета физической нелинейности - пластичности костных тканей или гиперупругости мягких тканей, методов расчета) и т. п. С другой стороны, необходимо постоянное пополнение базы данных разрушающих напряжений, которые могут быть получены в основном экспериментальным путем, как при патологоанатомических исследованиях, так и живых тканей в зависимости от пола, возраста, типа заболевания и пр. Кроме того, мы считаем, что устанавливать для костных тканей показатели типа *разрушающие (допускаемые) напряжения*, как в металлах, не совсем информативно. Здесь, очевидно, более продуктивно ввести показатель *травмирующие напряжения* костной и мягкой ткани [7] (отметим, что в ортодонтии за такие напряжения принимают величину, равную капиллярному давлению крови). Однако еще раз подчеркнем необходимость различия между разрушающими напряжениями, полученными *in vitro*, и травмирующими напряжениями *in vivo*.

Для учета одновременно всех компонентов поля напряжений - и нормальных, и касательных существуют так называемые *эквивалентные напряжения (напряжения по Мизесу)*. Напряжения по Мизесу - показатель, к которому мы будем часто обращаться, рассчитываются по известной формуле:

$$\sigma_M = \sqrt{0,5[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)]} \quad (2)$$

и характеризуют общее напряженное состояние в точке. Современные программы, реализующие *метод конечного элемента* (МКЭ), рассчитывают эквивалентное напряжение в автоматическом режиме.

В формуле (2) через  $\sigma$  и  $\tau$  обозначены соответственно *нормальные* и *касательные напряжения*, а индексы при них - направления действия напряжений вдоль осей  $x$ ,  $y$  и  $z$ .

Столь большое внимание, которое мы уделяем определению и анализу напряжений, объясняется тем, что величина напряжений является определяющим параметром в устойчивости биомеханической системы. «Иными словами, чрезмерное, как и недостаточное, механическое напряжение на границе раздела имплантат/кость служит ... сигналом для костной ткани, ...который является возмущающим для биотехнической системы воздействием. В результате чрезмерной механической нагрузки происходит резорбция взаимодействующих с поверхностью имплантата структурных единиц кости и частичная или полная дезорганизация интерфейса. Интенсивность механического напряжения ниже физиологического уровня также может привести к дезорганизации биотехнической системы вследствие прогрессирующей атрофии костной ткани» [8]. Однако, задача определения напряжений в системе зубочелюстной сегмент - имплантат является чрезвычайно сложной даже при современном уровне развития науки. Под влиянием усилий, возникающих в зубочелюстной системе, происходит деформация всех тканевых элементов пародонта: зуба, кости альвеолы и десны с надкостницей, а также связочного аппарата - периодонта [7]. Возникающие напряжения являются не только функциональными раздражителями сосудистых и нервных элементов пародонта, играющих важную роль в рефлектор-

ной регуляции жевательного давления. Кроме того, эти напряжения при определенных значениях, длительности и характере действия могут привести к структурной перестройке костных тканей и, как следствие, возникновению и развитию патологии.

Таким образом, при биомеханическом исследовании возникает триединая задача, которую условно можно выразить в виде трех взаимосвязанных понятий: **НАГРУЗКА - СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ - ГЕОМЕТРИЯ**.

**НАГРУЗКА** - необходимо знать нагрузку для конкретного пациента в норме, при наличии заболевания и после реконструкции, например, установления мостовидного протеза, имплантата, элемента фиксации и т. п.

**СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ** - если мы не знаем количественных прочностных характеристик кости конкретного пациента, то все наши рассуждения будут носить качественный характер - нужно больше, нужно меньше.

**ГЕОМЕТРИЯ** - это собственно и есть построение модели и ее рационализация в соответствии с поставленными функциональными задачами. Следует всегда иметь в виду, что модель может дать только те результаты, которые предусмотрены в ее функционировании.

Отметим, что соотношение (1) справедливо только для осевой нагрузки при условии ее равномерного распределения по сечению. Во всех остальных случаях будут возникать зоны концентрации напряжений, которые при современном уровне развития науки могут быть наиболее успешно проанализированы с помощью МКЭ, реализуемого на ЭВМ (2).

Дополним взаимосвязь, выражаемую соотношением (1), следующим **выводом**: поскольку величина жевательной нагрузки (и плечо ее действия) практически фиксированы, а механические свойства костных тканей конкретного пациента (травмирующие напряжения, в первую очередь)

также изменяются в небольших пределах, единственным способом уменьшения напряжений в зонах концентрации является их рациональное распределение за счет оптимизации конструкции.

Собственно, рационализация конструкции элементов фиксации СИ и является основной целью предлагаемого исследования.

При этом нужно знать не только величину прикладываемой нагрузки к фиксирующему элементу, но и ее ориентацию (направление), так как совершенно очевидно, что нагрузка, прикладываемая к элементу фиксации, расположенному на гребне альвеолы, будет осевой и направленной на экструзию (выдвижение) элемента фиксации. Нагрузка, прикладываемая к фиксирующим элементам, находящимся по обе стороны тела челюсти, будет, в основном, боковой, т. е. элемент будет работать на сдвиг.

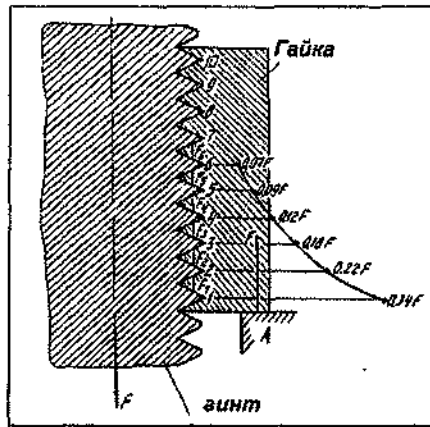
Так как функциональная нагрузка на разные зубы по Rus [7] колеблется в пределах от 70 до 300 Н, примем для обеспечения сравнения при анализе величину жевательной силы  $F=100$  Н, варьируя ее только по направлению. При этом, так как задачи будут решаться в линейной постановке, всегда можно экстраполировать полученный результат для любой нагрузки.

**Особенности биомеханики фиксирующих элементов субperiостальных имплантатов.**

Проведенные выше основные положения теории, расчетные схемы элементов фиксации, свойства материалов и характеристика нагрузки позволяют перейти к решению конкретных задач.

Винты и гвоздики принципиально отличаются не только по конструкции, но и по способу установки – внедрению в костную ткань.

Винты, представленные на рис. 2, а и рис. 4, можно считать самонарезающимися, т. е. исполняющими роль метчика при своей установке. В первом приближении будем считать, что подготовка ложа для винта осуществляется идеально, т. е. без натяга, величину



**Рис. 8. Схема распределения нагрузки между витками резьбы по Н. Е. Жуковскому**

которого оценить на данном этапе не представляется возможным. С другой стороны, резьба является мощным концентратором напряжений, что уже частично отмечалось в работе [7], и предполагается проанализировать и в настоящем исследовании.

Согласно [3] установка гвоздика в устье канала и его забивание происходят при помощи иглодержателя. Рекомендуется диаметр сверла брать на 0,1 мм меньше, чем наружный диаметр гвоздика, что будет создавать натяг при его забивании в кортикальный слой. Величину натяга в этом случае мы будем определять и учитывать при анализе.

Поэтому мы считаем принципиальным далее рассмотреть два типа фиксирующих элементов: 1) винт, устанавливаемый в ложе, подготовленное с помощью метчика, повторяющего профиль резьбы; 2) гвоздик, устанавливаемый в цилиндрическое отверстие как с отверстием, равным диаметру тела гвоздика, так и с отверстием меньшего диаметра, т. е. с натягом.

**Особенности биомеханики винта, устанавливаемого в ложе, подготовленное с помощью метчика.**

В соответствии с приведенным выше принципом конечно-элементному моделированию и анализу, по возможности, должен предшествовать этап исследования с использованием обычных

соотношений механики (теоретической механики, сопротивления материалов, теории упругости и т. п.).

В технике расчет винтов, распределение нагрузки между витками и концентрация напряжений в соединениях исследованы достаточно подробно и излагаются в любом курсе «Детали машин» [10].

Еще в 1902 г. «отец русской авиации» профессор Н. Е. Жуковский исследовал распределение сил между витками резьбы и показал, что нагрузка по высоте гайки распределяется крайне неравномерно (рис. 8).

Первый (от опорного торца гайки, в нашем случае торца кости) виток несет свыше 33% нагрузки, а пятый – лишь 8%. Этот результат неоднократно подтверждался экспериментами, а позднее – точными решениями. Распределение нагрузки между витками резьбы является одной из важных оценок конструкционного совершенства динамически нагруженных соединений. Практика показывает, что снижение нагрузки на первом витке приводит к пропорциональному повышению сопротивления усталости соединений. Для эффективного выравнивания нагрузки между витками в технике используется целый ряд способов и конструктивных решений. Один из них – изготовление гаек (в нашем случае кости) из материалов с пониженным модулем упругости материала.

Как следует из табл. 1, модуль упругости хромокобальтового сплава выше, чем у компактной кости, в 16,4 раза и у титанового сплава выше, чем у кости, в 7,7 раза. Таким образом, одно из условий выравнивания нагрузки между витками в паре металл-кость выполняется автоматически. Но степень этого эффекта в известной нам литературе еще не исследовалась. Поэтому и эту задачу можно отнести к одной из целей предлагаемого исследования.

Далее, следуя принципу «от простого к сложному» при по-

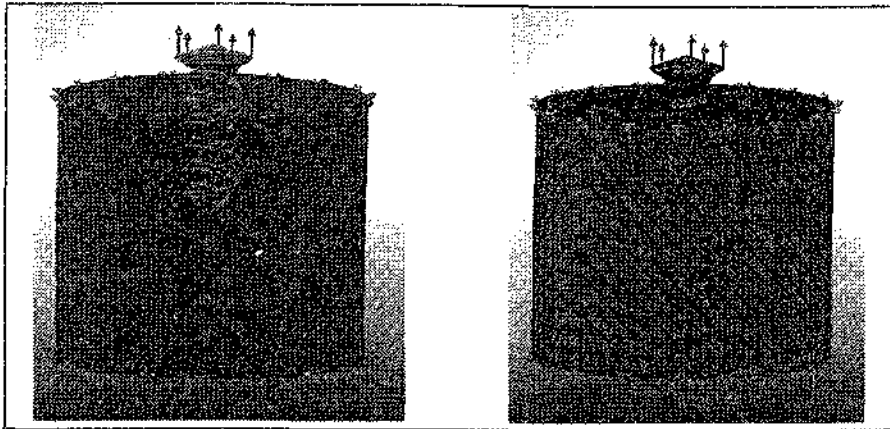


Рис. 9. Общий вид модели

Рис. 10. Конечно-элементная сетка, нагрузка и граничные условия

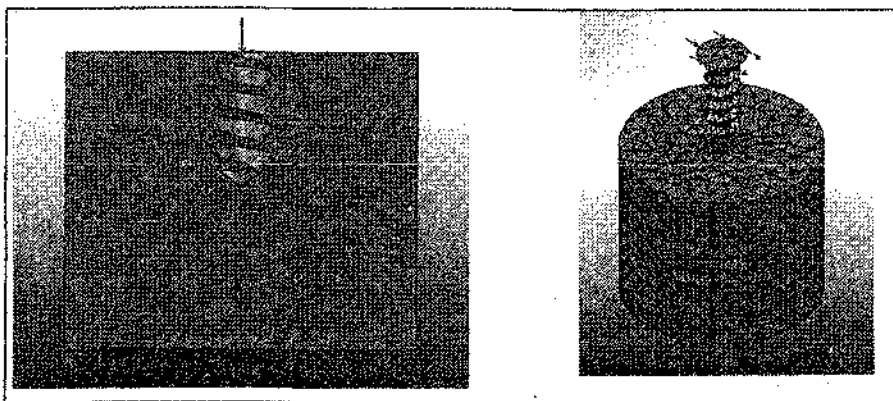


Рис. 11. Ложе под винт в кортикальной кости

Рис. 12. Модель, сетка и боковая нагрузка на винт

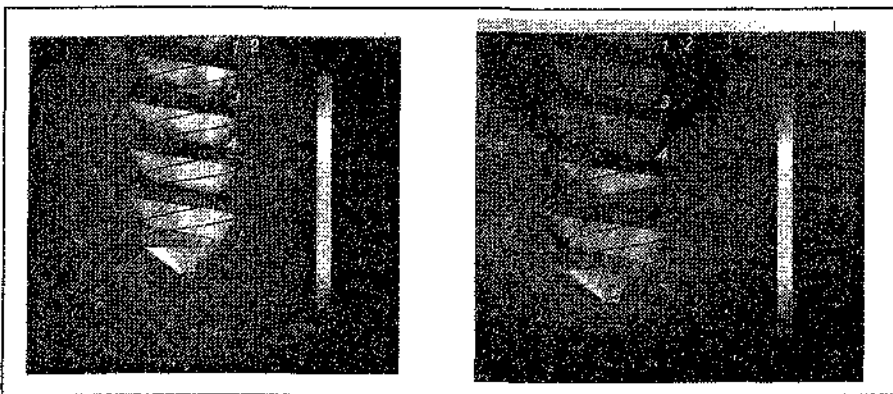


Рис. 13. Поле напряжений по Мизесу SM в компактной кости

Рис. 14. Поле напряжений по Мизесу SM в компактной кости при боковой нагрузке

строении конечно-элементной модели, будем максимально обеспечивать «чистоту» численного эксперимента, каким и является конечно-элементный анализ, для чего принципиально модель кости делаем упрощенной без особенностей, характерных для реального зубочелюстного сегмента. Анализ проводится с использованием программы «COSMOSWorks», которая является партнерским приложением к программе «SolidWorks» [9].

Для анализа эффекта взаимодействия винта хромокобальтового с костной тканью разработана модель, показанная на рис. 9, а на рис. 10 - ее конечно-элементная сетка, нагрузка и граничные условия.

Особо подчеркнем, как это показано на рис. 10 и рис. 12, в модели реализовано сгущение элементов сетки на резьбе, что позволяет более точно отразить напряжения в зонах предполагаемой концентрации.

В данном исследовании, в котором анализируется взаимодействие жесткого хромокобальтового винта с костной тканью, для сокращения объема работы будем рассматривать только костную ткань (рис. 11). Данные для хромокобальтового винта сохраняются в памяти компьютера и всегда могут быть привлечены к исследованию.

На рис. 13 и рис. 14 представлены поля напряжений по Мизесу SM в разрезе компактной кости после условного удаления винта (обозначение напряжений по Мизесу SM в программе соответствует обозначению  $\sigma_m$  в формуле (2)).

Несмотря на то, что анализ полей напряжений существенно об-

Таблица 2

Значения напряжений по Мизесу SM при осевой и боковой нагрузке в характерных точках

| № точек | FY=100 Н (рис. 13) |       |         | FX=100 Н (рис. 14) |       |         |
|---------|--------------------|-------|---------|--------------------|-------|---------|
|         | SM, МПа            | x, мм | y, мм   | SM, МПа            | x, мм | y, мм   |
| 1       | 21, 21             | 3, 56 | 1, 51   | 163                | 3, 56 | 1, 51   |
| 2       | 5, 72              | 3, 85 | 1, 51   | 39, 2              | 3, 97 | 1, 50   |
| 3       | 16, 1              | 3, 56 | 0, 577  | 117                | 3, 53 | 0, 62   |
| 4       | 14, 5              | 3, 54 | -0, 306 | 53, 6              | 3, 53 | -0, 308 |
| 5       | 7, 27              | 2, 76 | -2, 69  | 10, 5              | 2, 77 | -2, 67  |

легчается цветовой диаграммой величин напряжений (справа в поле рисунка с настройкой на  $SM_{max} = 13,9$  МПа), для уточнения анализируемых величин используется и подпрограмма «зондирования результатов» в выбранных характерных точках (обозначены белым цветом). Но так как зондирование производится вручную, а сетка в зоне концентрации напряжений сгущена, для повышения точности в табл. 2 приводятся не только значения SM для соответствующих точек, но и их координаты x и y (вычисляемые программой по своему алгоритму).

Особо отметим, что решаемая программой «COSMOSWorks» контактная задача реализовывалась в режиме совместного перемещения узлов винта и кости, что может трактоваться как 100% остеоинтеграция винта в кости.

Проведем краткий анализ полученных результатов.

1. Согласно табл. 1 (по статистике [7]) для данного пациента принято значение  $\sigma_f = 8$  МПа. Этому значению соответствует зеленое поле на рис. 13 и рис. 14. Во впадинах резьбы напряжения значительно выше (поле красного цвета на рис. 13 и рис. 14), что и отражено в табл. 2.

2. При «отступлении» в глубину кости (точки 2) напряжения существенно снижаются.

3. Если согласно данными на рис. 8 градиент изменения усилий, воспринимаемых витками резьбы, имеет значения: от первого ко второму – 1,55; от второго к третьему – 1,37, то для костной ткани эти значения согласно табл. 2 равны 1,31 и 1,11. Таким образом, темп изменения напряжений в кости

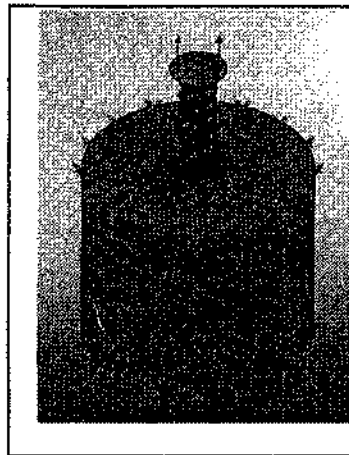


Рис. 15. Расчетная модель для винта с закругленной резьбой

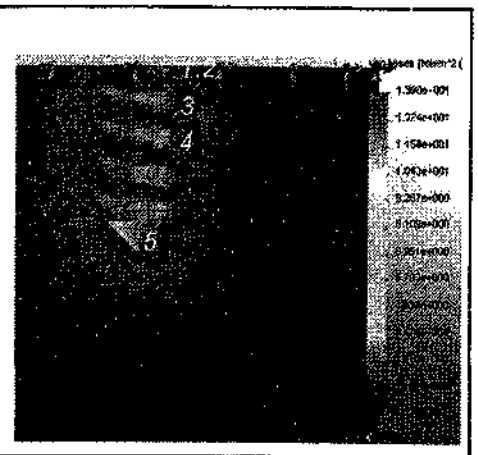


Рис. 16. Поле напряжений по Мизесу SM

несколько ниже, чем при материалах с сопоставимой жесткостью, но и в этом случае напряжения, вызываемые первым витком резьбы винта, значительно выше, чем среднее поле напряжений.

Здесь же легко показать, что при условии равномерного нагружения всей площади винта (с учетом погружения его в кость на 4/5 высоты) по формуле (1) получим

$$\sigma_{cp} = F/A = 100/0,8 \cdot 32,94 = 3,8 \text{ МПа,}$$

т. е. за счет концентрации напряжений, создаваемых каждым витком, поле напряжений в кости (поле зеленого цвета на рис. 13 и рис. 14) значительно увеличивается (более чем в два раза по отношению к среднему напряжению).

Такой вывод нами уже был получен в работе [7] при анализе работы обычных винтовых имплантатов.

4. При боковой нагрузке, как следует из рис. 14 и табл. 2, при прочих равных условиях напряжения увеличиваются в 8 раз. Так как

выше отмечалась рекомендация О. Н. Сурова использовать фиксирующие элементы, находящиеся по обе стороны тела челюсти, для которых нагрузка в основном будет боковой, контроль величины действующих сил в этом случае приобретает особое значение.

Поле напряжений на рис. 14 выглядит симметричным в силу особенностей вычисления напряжений по Мизесу SM по формуле (2). Программа позволяет выводить любой компонент напряжений, входящих в соотношение (2). Если анализировать, например, напряжения SX, поле напряжений будет дифференцировано на сжимающие и растягивающие.

Так как источником концентрации напряжений являются, в первую очередь, острые кромки треугольной резьбы, проанализируем влияние на распределение полей напряжений закругления резьбы (рис. 5 и рис. 15).

На рис. 15 приведена расчетная модель, а на рис. 16 - поле напря-

Таблица 3

**Значения напряжений по Мизесу SM при осевой и боковой нагрузке в характерных точках винта с закруглением резьбы**

| № точек | FY=100 Н (рис. 16) |       |        | FX=100 Н |       |       |
|---------|--------------------|-------|--------|----------|-------|-------|
|         | SM, МПа            | x, мм | y, мм  | SM, МПа  | x, мм | y, мм |
| 1       | 10,32              | 2,54  | 1,33   | 144      | 2,49  | 1,34  |
| 2       | 5,72               | 2,86  | 1,33   | 38       | 2,88  | 1,29  |
| 3       | 6,76               | 2,54  | 0,423  | 84,12    | 2,51  | 0,46  |
| 4       | 4,83               | 2,54  | -0,459 | 30,9     | 2,51  | -0,46 |
| 5       | 8,67               | 1,72  | -2,87  | 13,14    | 1,7   | -2,84 |

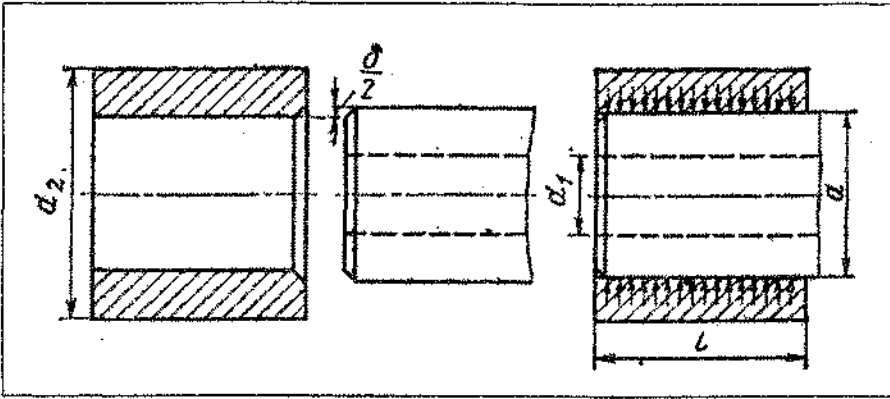


Рис. 17. Расчетная схема соединения с натягом

жений по Мизесу SM в разрезе компактной кости.

Так как поля напряжений на рис. 13 и рис. 16 выполнены в одном масштабе, то даже визуального сравнения достаточно, чтобы увидеть, что при сохранении качественной картины величины напряжений уменьшились. Для более детального анализа следует сравнивать соответствующие данные табл. 2 и табл. 3. Напряжения, генерируемые первым витком резьбы, уменьшились в два раза, остальными витками – несколько больше. Но так как в этом случае общая нагрузка, воспринимаемая витками резьбы, уменьшилась, напряжения под апексом винта (точка 5) несколько увеличились.

Напряжения при действии боковой нагрузки приводятся только в таблице без соответствующих полей напряжений.

В заключение этого раздела отметим, что, так как рассмотренные винты устанавливаются как самонарезающиеся, натяг в зоне контакта поверхностей неизбежен. Оценить его величину в рамках реализованного подхода невозможно. Более детально эта особенность будет рассмотрена ниже.

Кроме того, в проведенном анализе не учитывалась пластичность кости, поэтому полученные результаты можно рассматривать как первое приближение к решению задачи.

**Особенности биомеханики фиксирующего элемента в виде гвоздика.**

После рассмотрения фиксирующих элементов в виде винта,

устанавливаемого в ложе, подготовленное с помощью метчика, повторяющего профиль резьбы, рассмотрим и гвоздик, устанавливаемый в цилиндрическое отверстие как с отверстием, равным диаметру тела гвоздика, так и с отверстием меньшего диаметра, т. е. с натягом.

Предварительный анализ соединений с натягом на основании основных соотношений механики

Так как гвоздик устанавливается в цилиндрическое отверстие, как правило, с натягом, рассмотрим вначале особенности таких расчетов.

Анализ соединений с натягом – задача чрезвычайно сложная, и применительно к биомеханическим системам в медицинской литературе мы с ее решением не встречались, поэтому остановимся на этом вопросе несколько подробнее.

Специалисты по теории упругости и деталей машин знают, что аналитически такую задачу впервые решил русский ученый академик А. В. Гадолин (1828 – 1892) в связи с разработкой им расчетов на прочность стволов артиллерийских орудий.

Рассмотрим кратко основы теории соединений с натягом в объеме, достаточном для дальнейших рассуждений, на примере цилиндрического штифта. Посадочное давление  $p$  связано с расчетным натягом  $\delta$  зависимостью Ляме, выводимой в курсе «Теория упругости» (рис. 18):

$$p = \frac{\delta}{d \left( \frac{c_1}{E_1} + \frac{c_2}{E_2} \right)}, \quad (7)$$

где

$$c_1 = \frac{1 + \left(\frac{d_1}{d}\right)^2}{1 - \left(\frac{d_1}{d}\right)^2} \mu_1$$

и

$$c_2 = \frac{1 + \left(\frac{d}{d_2}\right)^2}{1 - \left(\frac{d}{d_2}\right)^2} + \mu_2; \quad (8)$$

$d$  – посадочный диаметр;  $d_1$  – диаметр отверстия охватываемой детали (в нашем случае, так как штифт не имеет внутреннего отверстия  $d_1 = 0$ );  $d_2$  – наружный диаметр охватывающей детали;  $E_1$  и  $E_2$  – модули упругости охватываемой и охватывающей деталей соответственно (в нашем случае – штифта и кости);  $\mu_1$  и  $\mu_2$  – коэффициенты Пуассона материалов охватываемой и охватывающей деталей соответственно.

Прочность соединения штифто-кость проверяют по величине эквивалентных напряжений  $\sigma_{экв}$ , зависящих от наибольшего натяга выбранной посадки. Эпюры распределения нормальных напряжений: окружных  $\sigma_r$  и радиальных  $\sigma_c$ , показаны на рис. 18. Опасным элементом в таком соединении является охватывающая деталь, т. е. кость.

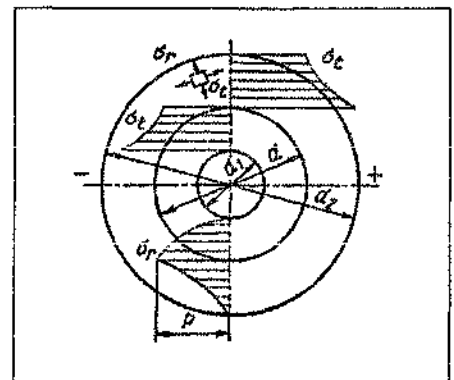


Рис. 18. Эпюры распределения напряжений в соединении с натягом

Наибольшие напряжения возникают у внутренней поверхности охватывающей детали, т. е. на поверхности отверстия в кости:

$$\sigma_r = -p; \quad \sigma_t = p \frac{1 + \left(\frac{d}{d_2}\right)^2}{1 - \left(\frac{d}{d_2}\right)^2} \quad (9)$$

Наибольшие эквивалентные напряжения по третьей теории прочности:

$$\sigma_{эквIII} = \sigma_t - \sigma_r = \frac{2p}{1 - \left(\frac{d}{d_2}\right)^2} \quad (10)$$

Эквивалентные напряжения по четвертой теории прочности (напряжения по Мизесу) для плоской задачи:

$$\sigma_{эквM} = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_3}, \quad (11)$$

где главные напряжения соответственно равны  $\sigma_1 = \sigma_t$  и  $\sigma_3 = \sigma_r$ .

Легко показать, что результаты, получаемые по формулам (10) и (11), отличаются несущественно. Поэтому ниже при анализе будем использовать в основном показатель  $\sigma_{эквM}$ , который является обязательным для любой программы, реализующей метод конечного элемента (МКЭ).

Решение, определяемое формулами (7) – (10), отражает решение плоской контактной задачи. В действительности посадочное давление (контактное напряжение) в соединениях, у которых штифт длиннее охватывающей детали, распределяется по длине неравномерно. В связи с тем, что выступающие участки штифта затрудняют его деформацию, напряжения вблизи торцов охватывающей детали возрастают. Этот эффект усиливается при наличии осевой силы. Принципиальная схема распределения напряжений

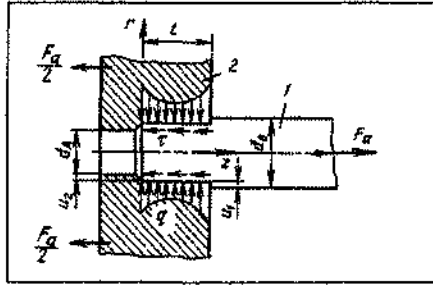


Рис. 19. Расчетная схема соединения с натягом и осевой силой

в этом случае [10] приведена на рис. 19.

Формулы (7) и (8) отражают взаимосвязь радиального натяга  $\delta$  и радиальных перемещений элементов соединения, которые пропорциональны коэффициенту радиальной податливости

$$\lambda_i = \frac{d \cdot c_i}{2E_i} \quad (12)$$

Для сравнительного анализа расчеты по приведенным формулам сведем в табл. 4, воспользовавшись данными табл. 1. При расчетах также принято: посадочный диаметр  $d=1,48$  мм; расчетный натяг  $\delta=0,02$  мм.

Данные четвертой колонки табл. 4 показывают, что радиальная податливость кортикальной кости больше радиальной податливости хромокобальтового сплава в 33 раза и податливости титанового сплава в 16,5 раз. Именно высокая податливость кортикальной кости является образующим параметром в определении величин контактного напряжения и эквивалентного напряжения (по Мизесу). Жесткость металлов, которая отличается примерно в 2 раза, на конечные

значения величин контактного напряжения и эквивалентного напряжения (по Мизесу) влияет незначительно. Приведенные в табл. 4 значения контактных напряжений и напряжений по Мизесу следует понимать как напряжения в соответствующих компактных парах кость-металл.

Особо подчеркнем роль величины натяга в данной задаче. Даже принятый расчетный натяг  $\delta=0,02$  мм приводит к эквивалентным напряжениям (по Мизесу), в 30 раз превосходящим принятую (табл. 1) величину травмирующих напряжений.

Поэтому рекомендованный выше [3] натяг  $\delta=0,1$  мм при посадочном диаметре (диаметре отверстия)  $d=1-1,5$  мм следует признать чрезмерным, что и должно быть учтено практикующими дентальными имплантологами, применяющими СИ.

**Особенности конечно-элементного анализа фиксирующих элементов в виде цилиндрического штифта.**

После изложения кратких теоретических положений рассмотрим возможности конечно-элементного анализа, приняв на первом этапе цилиндрический штифт с параметрами (диаметром), соответствующими штифту на рис. 3. Данная задача может рассматриваться как тестовая для сравнения аналитических решений с решениями по МКЭ.

За основу при моделировании для обеспечения сравнимости результатов принята модель, показанная на рис. 9. При моделировании принят посадочный диаметр

Таблица 4

Расчет коэффициентов радиальной податливости, контактных напряжений и напряжений по Мизесу

| Материал               | $E_i$ , МПа       | $c_i$ | $\lambda_i$ , ммЗ/Н   | $p_i$ , МПа       | $\sigma_{эквM}$ , МПа |
|------------------------|-------------------|-------|-----------------------|-------------------|-----------------------|
| Хромокобальтовый сплав | $2,25 \cdot 10^5$ | 0,67  | $0,223 \cdot 10^{-5}$ | $1,32 \cdot 10^2$ | $2,32 \cdot 10^2$     |
| Титановый сплав        | $1,05 \cdot 10^5$ | 0,63  | $0,444 \cdot 10^{-5}$ | $1,29 \cdot 10^2$ | $2,28 \cdot 10^2$     |
| Кортикальная кость     | $1,37 \cdot 10^4$ | 1,36  | $7,34 \cdot 10^{-5}$  | -                 | -                     |





Рис. 20. Модель в разрезе

Рис. 21. Конечно-элементная сетка, нагрузка и граничные условия

Рис. 22. Общий вид модели с полем напряжений

Рис. 23. Поле напряжений по Мизесу

Рис. 24. Поле напряжений по Мизесу с результатами зондирования

$d=1,48$  мм, расчетный натяг  $\delta=0,02$  мм и осевая сила  $F=100$  Н.

На рис. 20,21 и 22 соответственно представлены модель в разрезе, один из вариантов конечно-элементной сетки с нагрузкой и граничными условиями и общий вид модели с полем напряжений.

Поле напряжений по Мизесу в разрезе представлено на рис. 23 и рис. 24.

Проведем краткий анализ полученных результатов.

1. Даже визуальное сравнение показывает, что поле напряжений по Мизесу на рис. 23 принципиально соответствует рис. 19.

2. Как и выше, при моделировании приняты расчетный натяг  $\delta=0,02$  мм и осевая сила  $F=100$  Н. Такая величина силы при условии ее равномерного распределения создает, как показано выше, касательные напряжения  $\tau=3,8$  МПа. Они в 61 раз меньше напряжений натяга (см. табл. 4) и на результат, представленный на рис. 23 и 24, влияют несущественно.

3. Напряжения по результатам зондирования (заведомо несколько меньшие за счет невозможности указать точку на границе контакта) соответственно равны: в точке 1-

$SM=227,8$  МПа; 2 -  $SM=184,9$  МПа; 3 -  $SM=182,1$  МПа; 4 -  $SM=214,7$  МПа. Легко подсчитать, что в процентном отношении эти значения отличаются от аналитического решения плоской задачи (см. табл. 4) на 1,8%; 20%; 21,5% и 7,5%. Вопрос о том, какое решение точнее – полученное аналитически для плоской задачи или численно на базе МКЭ для объемной задачи – дискуссионный, так как это принципиально разные решения и по постановке задачи, и по методу решения.

Но так как результаты дают удовлетворительную сходимость, будем применять решение на базе МКЭ и далее в более сложных случаях.

**Особенности конечно-элементного анализа фиксирующих элементов в виде гвоздика с зубчиками.**

Следуя намеченной выше схеме, рассмотрим особенности биомеханики гвоздика с одним рядом зубчиков (рис. 6). На рис. 25, рис. 26 и рис. 27 приведены соответственно конечно-элементная сетка для гвоздика с зубчиками, общий вид поля напряжений по Мизесу и разрез поля напряжений при осевой

силе  $F=10$  Н. Несмотря на то, что задача решается в линейной постановке и получаемые результаты можно просто экстраполировать, мы посчитали целесообразным провести расчет и при нагрузке значительно меньшей, чем выше, что, очевидно, более соответствует реальному нагружению.

Максимальное значение напряжений, отражаемое в соответствии с диаграммой  $SM=3,35$  МПа. Зеленому цвету соответствует напряжение, равное примерно  $SM=2$  МПа.

Таким образом, при нагрузке, более близкой к реальной, действующие напряжения в кости значительно меньше принятого для данного пациента травмирующего напряжения (табл. 1), и можно ожидать удовлетворительной долговечности в работе такой конструкции.

Для удобства сравнения с результатами, полученными выше, вернемся к нагрузке  $F=100$  Н. Поля напряжений для гвоздика с одним рядом зубчиков при  $F=100$  Н и нагрузкой, действующей как в осевом направлении (рис. 25), так и в боковом направлении, показаны на рис. 27 и рис. 28.

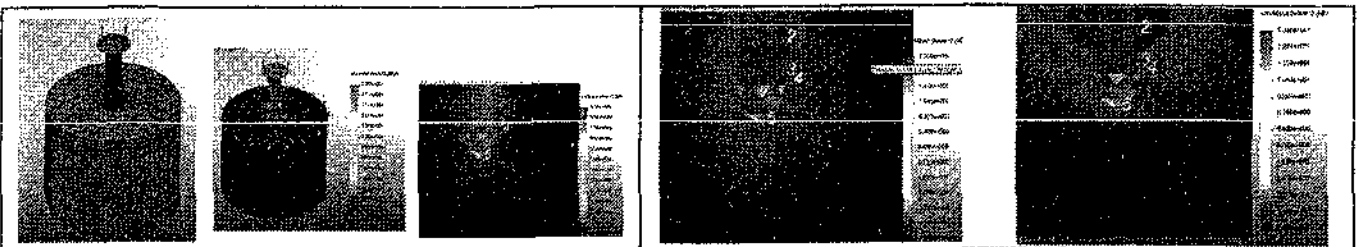


Рис. 25. Модель и сетка МКЭ

Рис. 26. Общий вид поля напряжений по Мизесу

Рис. 26. Поле напряжений по Мизесу в разрезе при  $F=10$  Н

Рис. 27. Поля напряжений при  $FY=100$  Н

Рис. 28. Поля напряжений при  $FX=100$  Н

Максимальное значение напряжений, отражаемое в соответствии с диаграммой SM=13, 9 МПа. Зеленому цвету соответствует напряжению, равное примерно SM=8 МПа. Для более глубокого анализа величины напряжений по Мизесу в характерных точках сведены в табл. 5.

Анализ напряжений в характерных точках при FY=10 Н и FY=100 Н подтверждает, что действительные напряжения изменяются пропорционально изменению нагрузки. **Сравнение результатов в одноименных точках табл. 2 и табл. 5 показывает, что гвоздик с зубчиками – менее травмирующий элемент конструкции, чем винт с треугольной резьбой.**

Для более глубокого сравнительного анализа гвоздика с одним рядом зубчиков и с двумя рядами зубчиков следует привлечь и другие характеристики НДС, например, величину перемещений. В этой статье они не анализируются для сокращения объема,

**Значения напряжений по Мизесу SM в характерных точках моделей (МПа).**

| № | Один ряд зубчиков |                    |                    | Два ряда зубчиков  |
|---|-------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
|   | FY=10 Н (рис. 26) | FY=100 Н (рис. 27) | FX=100 Н (рис. 28) | FY=100 Н (рис. 30) |
| 1 | 2, 22             | 20,48              | 150,2              | 24, 38             |
| 2 | 1, 7              | 17, 45             | 101, 2             | 10,39              |
| 3 | 1, 3              | 11, 04             | 24, 7              | 12, 18             |
| 4 | 0,97              | 11, 45             | 5, 4               | 10,8               |
| 5 | 0,78              | 8, 43              | 9, 1               | 9, 2               |

хотя в памяти компьютера все необходимые данные сохранены.

На рис. 29 и рис. 30 представлены расчетная модель и поле напряжений по Мизесу SM для гвоздика с двумя рядами зубчиков (рис. 7).

Отметим, что приведенные данные анализа в этом разделе получены, как и раньше, при условии 100% остеоинтеграции и отсутствии натяга, что может трактоваться как следствие релаксации напряжений через некоторое время после операции.

Очевидно, последнее допущение неправомерно сразу после

операции. Поэтому рассмотрим также НДС и при наличии натяга за счет наличия на гвоздике двух рядов зубчиков. На рис. 31 в дополнение рис. 29 показаны зоны интерференции, т. е. зоны пересечения тела зубчиков с костью.

На рис. 32 приведено поле напряжений при наличии натяга за счет зубчиков, а на рис. 33 - при одновременном действии натяга и осевой силы FY=100 Н.

Максимальное значение напряжений, отражаемое в соответствии с диаграммой SM=646 МПа. Выше при расчетном натяге  $\delta=0,02$  мм мы получили SM=232 МПа, поэтому неудивительно, что при высоте зубчика 0,3 мм в зоне его действия напряжения очень высокие. Мы не будем проводить более детального анализа этого расчетного случая, так как для этого в первую очередь необходимо учитывать пластические свойства кости, что в задачу данного исследования не входит.

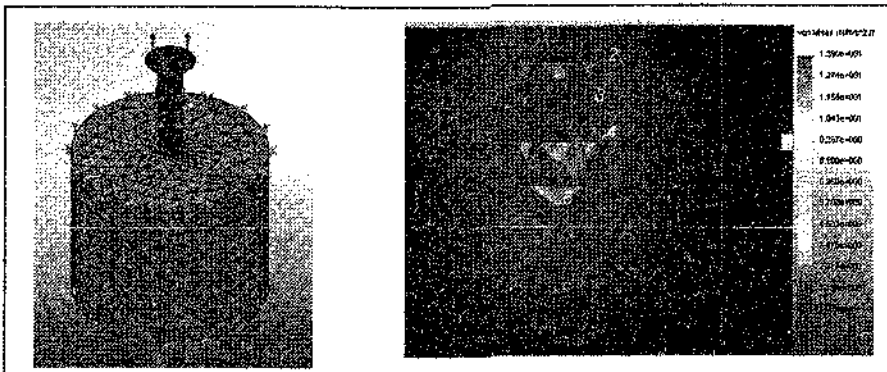


Рис. 29. Модель и сетка МКЭ

Рис. 30. Поля напряжений при FY=100 Н

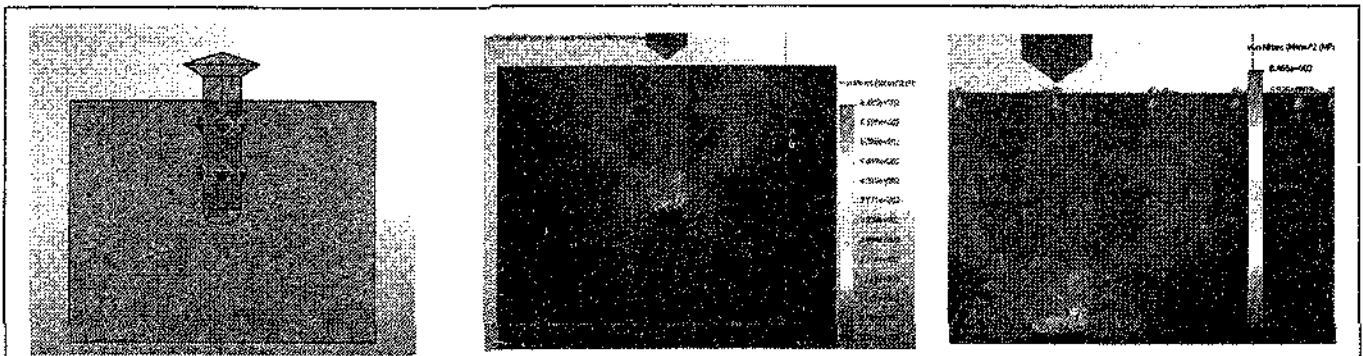


Рис. 31. Зоны интерференции зубчиков

Рис. 32. Поле напряжений при наличии натяга за счет зубчиков

Рис. 33. Поле напряжений при наличии натяга и осевой силы FY=100 Н

## Выводы и практические рекомендации

1. В основе любого биомеханического анализа лежит взаимосвязь трех понятий: НАГРУЗКА – СВОЙСТВА КОСТНЫХ ТКАНЕЙ – КОНСТРУКЦИЯ (ГЕОМЕТРИЯ).

Необходимо знать не только величину нагрузки для конкретного пациента, но и ее направление для рассматриваемого элемента фиксации, что зависит от места установки элемента фиксации и пр.

Если мы не знаем количественных прочностных характеристик кости конкретного пациента, то все наши рассуждения будут носить качественный характер – нужно больше, нужно меньше. Для большого класса задач, например, при соединениях с натягом, когда возникают большие напряжения на границе контакта металл-кость, необходимо учитывать пластические свойства кости.

При анализе конструкционных особенностей элемента основное внимание, как правило, уделяется уменьшению зон концентрации

напряжений. При этом интуитивное представление – чем меньше размер элемента фиксации (винт или гвоздик), тем более слабое у него воздействие на костную ткань – противоречит основному принципу биомеханики: чем больше опорная площадь, тем меньше действующие напряжения.

2. Фиксирующие элементы в виде винтов создают зоны концентрации напряжений, которые частично могут быть уменьшены соответствующим профилированием резьбы. При обеспечении высокой степени остеоинтеграции вопрос об эффективности винтовых элементов фиксации можно считать дискуссионным.

3. Фиксирующие элементы в виде гвоздиков с зубчиками являются альтернативным конструкционным решением, требующим углубленного как биомеханического, так и клинического анализа. Варьировать и анализировать можно как количество зубчиков, так и их конфигурацию, например, в зависимости от направления основной нагрузки.

4. При выборе места установки фиксирующих элементов должно выполняться условие, чтобы нагрузка к ним не передавалась через гибкие элементы, которыми обладает любая СИ.

При боковых нагрузках более эффективна передача нагрузки через цилиндрические поверхности.

Определение места установки элементов фиксации рационально проводить на базе данных предварительной компьютерной томографии, которая позволяет установить топографию наиболее плотных слоев кости.

5. Жевательная нагрузка является знакопеременной, поэтому и анализ СИ должен проводиться с учетом усталостной прочности элементов.

Мы сознательно не даем более конкретных рекомендаций, так как проведенное исследование можно рассматривать как предварительное, показывающее, какой дополнительной базой данных должен владеть врач при подготовке операции и наблюдении пациента в послеоперационный период.

## Литература

1. Суров О. Н. Зубное протезирование на имплантатах / О. Н. Суров. – М. : Медицина, 1993. – 208 с.

2. Суров О. Н. Субпериостальная имплантация. Почему субпериостальная имплантация (СИ) ? / О. Н. Суров // Стоматологічна імплантація. Остеоінтеграція: 3-й Український міжнародний конгрес: матеріали доп. - К., 2008. - С. 171-174.

3. Суров О. Н. Современная практика субпериостальной имплантации / О. Н. Суров // Новое в стоматологии. – 2009. - №4. - С. 2-22.

4. Суров О. Н. О прочности шейки имплантата / О. Н. Суров, А. Н. Чуйко, С. Т. Лебедев // Проблеми сучасної медичної науки та освіти. – 2008. - №1. - С. 45-49.

5. Некоторые особенности биомеханики дентальных субпериостальных (поднадкостных) имплантатов / [Суров О. Н., Чуйко А. Н., Вовк В. Е., Лебедев С. Т. ] // Стоматолог. – Харьков, 2008. - Ч. 1- №7. - С. 40-46; Ч. 2 - №8. - С. 44-51.

6. Чуйко А. Н. Об особенностях конструирования, фиксации и стабилизации субпериостальных имплантатов с позиций биомеханики / А. Н. Чуйко, О. Н. Суров, Р. С. Алымбаев // ДенталЮг. – Краснодар, 2009. - №8. - С. 46-51; №9. - С. 60-67.

7. Чуйко А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии : [монография] / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. - Х. : Прапор, 2006. – 304 с.

8. Параскевич В. Л. Дентальная имплантология: Основы теории и практики: [науч. -практ. пособие] / В. Л. Параскевич. - Мн. : ООО «Юнипресс», 2002. – 368 с. : ил.

9. Алямовский А. А. SolidWorks 2007/2008. Компьютерное моделирование в инженерной практике / А. А. Алямовский. – СПб. : БХВ-Петербург, 2008. – 1040 с. : ил.

10. Иоселевич Г. Б. Детали машин : [учебник] / Г. Б. Иоселевич. – М. : Машиностроение, 1988. – 368 с.

Стаття надійшла  
24. 12. 2009 р.

**Резюме**

Метою дослідження є біомеханічне обґрунтування раціональної фіксації субперіостальних імплантатів (СІ) за використання гвинтів і цвяхів. Розглянуті розрахункові схеми, властивості матеріалів, величина навантаження для аналізу елементів фіксації СІ й основні поняття, використовувані в біомеханічному аналізі. Досліджено два типи фіксуючих елементів: 1) гвинт, що встановлюється в ложе, підготовлене за допомогою мітчика, який повторює профіль різьблення; 2) цвях, що встановлюється в циліндровий отвір як із отвором, рівним діаметру тіла цвяха, так і з отвором меншого діаметра, тобто з натягом.

Показано, що фіксуючі елементи у вигляді гвинтів створюють зони концентрації напруження, яке частково може бути зменшене відповідною профілізацією різьблення. Фіксуючі елементи у вигляді цвяхів із зубчиками - менш травмуючий елемент конструкції, ніж гвинт із трикутним різьбленням. Це альтернативне конструкційне рішення, що вимагає поглибленого як біомеханічного, так і клінічного аналізу.

**Ключові слова:** біомеханічний аналіз, субперіостальні імплантати, фіксація, гвинти, цвяхи.

**Summary**

The given research is aimed to biomechanics substantiation of the rational subperiosteal implant (SI) fixation with the use of screws and nails. Calculation charts, material properties, loading rate in terms of element fixing SI analysis are considered, basic concepts in-use at the biomechanics analysis are presented as well. Two types of fixative elements are analysed: 1) screw, set in a bed, prepared with the use of a marker reproducing the type of screw-thread; 2) nail, set in the cylindrical opening both equal to the diameter of a nail body and of less diameter, i. e. with tension.

It is shown that screw fixative elements create the areas of tension concentration which can be partly diminished by the proper profiling screw-thread. Nail fixative elements with dentils occurred to be a less injuring construction element than triangular-thread screw. This alternative structural decision requires further both biomechanics and clinical analysis.

**Key words:** Biomechanics analysis, subperiosteal implants, fixing, screws, nails.