

Международный научно-практический журнал

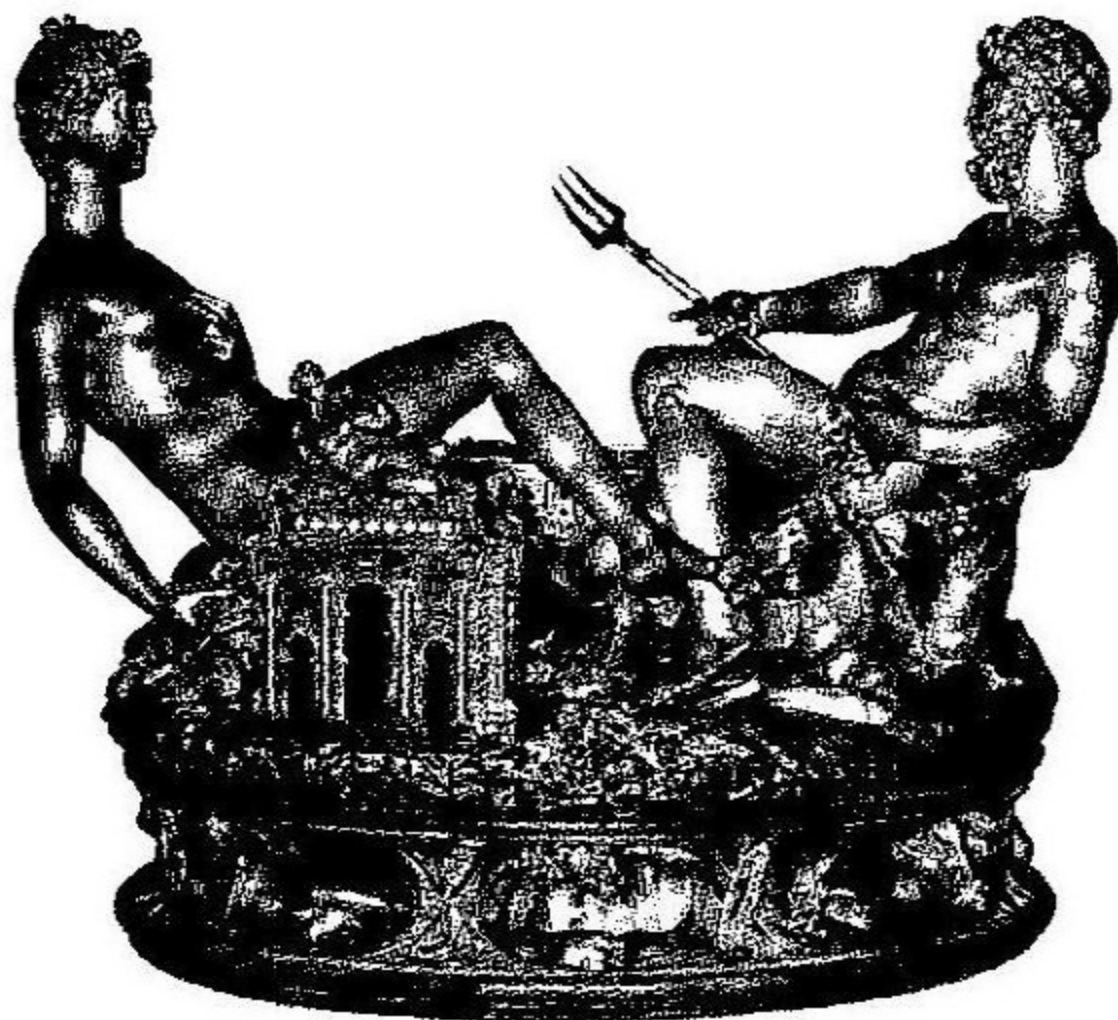
ХИРУРГИЯ

Восточная
Европа

Chirurgia fructuosior ars nulla

№ 2 (14) 2015

Хирургия плодотворнее всех искусств



Сальера — золотая астоляная статуэтка
флорентийского мастера Бенвенуто Челлини.
Солонка олицетворяет сома земли (Терра, восседающая на с. оне)
и моря (Нептун, несущийся на морских конях).
1543 г. Музей истории искусства, Вена

ISSN 2226-5384



9 772226 538001



ПРОФЕССИОНАЛЬНЫЕ
ИЗДАНИЯ

Потапчук А.М.¹, Мищенко О.Н.², Мосейко А.А.², Криванич В.Н.¹

¹ Ужгородский национальный университет, Ужгород, Украина

² Запорожский государственный медицинский университет, Запорожье, Украина

Potapchuk A.¹, Mishchenko O.², Moseyko A.², Kryvanich V.¹

¹ Uzhgorod National University, Uzhgorod, Ukraine

² Zaporozhye State Medical University, Zaporozhe, Ukraine

Концепция формы зубных имплантатов системы Zircon Prior

Form concept of dental implant system Zircon Prior

Резюме

В работе проведен анализ основных существующих форм зубных имплантатов. Описана разработка внутрикостной части имплантата, адаптированной к различным типам и участкам кости, а также адаптирующей различные участки кости к будущей нагрузке. Результаты биомеханических исследований распределения нагрузок на периимплантатную зону в зависимости от формы имплантата показали, что наиболее оптимальной является форма в виде параболоида, позволяющая равномерно распределять разновекторную нагрузку. Предложенная форма имплантата с комбинированной однозаходной макрорезьбой и двузаходной микрорезьбой позволяет адаптивно формировать имплантационное ложе в различных типах кости. Специфическая форма внутрикостной части имплантатов обеспечивает большую, в сравнении с другими формами, площадь контакта имплантат-кость. Доказав, что напряжения в кости достаточно хорошо коррелируют с общей площадью контактных поверхностей имплантатов, для снижения контактных напряжений было рекомендовано использование мелкой резьбы в кортикальной части кости, а также атравматическая полусферическая формы верхушки.

Ключевые слова: форма внутрикостной части имплантата, состояние кости периимплантатной зоны.

Abstract

The article devoted to the analyses of the main existing forms of dental implants. The development of the intraosseous implant part adapted to the various types and areas of the bone is described. Such part provides also adaptation of different bone portions to the future bone exertion. The results of the biomechanical studies of exertion distribution within the peri-implant zone depending on the shape of the implant revealed that the most optimal form is in the form of a paraboloid, which allows to evenly distribute the different vectored forces. The proposed shape of the implant with a combined single-pass macro-screwy and dual-pass micro-screw allows adaptively generate implantation zone in different types of bone. The specific form of the intraosseous implant provides greater area of implant-bone contact comparing to other forms of implants. Based on the fact that the stresses in the bone correlate

with the total area of the contact surfaces of implants, the use of fine screw in the cortical bone increased area of the top of the implants were recommended with a purpose to reduce contact stresses.

Keywords: form of intraosseous implant part, bone condition at peri-implant zone.

■ ВВЕДЕНИЕ

Более 30 лет назад шведский ученый Бренемарк, проводя эксперименты на животных, обнаружил явление остеоинтеграции – способность титана срастаться с костной тканью без образования фиброзной капсулы.

Для более полного понимания процессов, происходящих в периимплантатной зоне, возникает необходимость построения модели взаимодействия имплантата с костью. В качестве базовых параметров, характеризующих механические свойства материала имплантата и костной ткани, закладываются модуль Юнга и коэффициент Пуассона, и выбирается величина внешней нагрузки на имплантат. Таким образом, кость с позиций биомеханики рассматривается как чисто физическое тело, обладающее определенными упругими свойствами, без учета особенностей строения губчатого слоя, где трабекулы всегда строго ориентированы в соответствии с вектором нагрузки и образуют трехмерную сеть, обеспечивая тем самым прочностные свойства кости. В результате эта модели настолько условны, что полученные данные невозможно использовать в клинической практике [1–3].

Как свидетельствуют данные литературы, наибольшую распространенность приобрела эндооссальная имплантация.

По форме внутрикостной части имплантата различают:

- форма корней зубов (винтовые);
- форма пластины;
- комбинированные.

Из винтовых можно выделить:

- цилиндрические;
- конусовидные;
- корневидной формы (смешанные).

Все больше фирм склонны внедрять в практику конусовидные имплантаты, поскольку биологические и биомеханические процессы в костной ткани находятся в тесном взаимодействии (адаптивное костное моделирование и ремоделирование, так называемый «закон Вольфа», который гласит, что костная ткань стремится принять ту структуру, которая лучше способна противостоять нагрузке).

Большой класс внутрикостных имплантатов традиционно обозначается как «корневидный», хотя подобная характеристика имеет смысл при сравнении внутрикостных имплантатов с пластинчатыми, носкокостными и субпериостальными имплантатами. Однако при сравнении их с формой корня естественного зуба становится ясно, что термин «корневидный» скорее поэтический. Корень зуба имеет сужающуюся форму, в то время как большинство внутрикостных имплантатов имеют форму цилиндра [9, 10]. Таким образом, разница формы между обычным внутрикостным имплантатом и корнем естественного зуба может препятствовать достижению оптимального результата. Зубовидные имплантаты корневидной формы это наиболее популярный тип

Цилиндрические имплантаты имеют наименьший контакт с плотными участками кости, внутрикостная часть имплантата цилиндрической формы имеет низкие биомеханические показатели при тесте на подвижность, поэтому эти имплантаты обязательно должны иметь геометрически развитую текстурированную поверхность или биоактивное покрытие, а также деротационные замки.

зубного имплантата. В классическом исполнении представляют собой ступенчатый цилиндр с резьбой [4–6].

■ ЦЕЛЬ

Определить концепцию формы внутрикостной части имплантата, которая бы наиболее гармонично взаимодействовала с костью перимплантатной зоны. За основные критерии в данном исследовании были приняты механические свойства резьбы имплантата, ее форма, размер и наклон.

■ МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Как результат наших исследований на базе Zircon-Prior R были разработаны два типа внутрикостной части винтового имплантата, как наиболее соответствующие концепции адаптивного формирования имплантационного ложа.

Решение Flat (рис. 1):

- резьба имплантата разделяется на макро- и микрорезьбу;
- сечение имплантата в области макрорезьбы имеет форму параболоида вращения;
- профиль резьбовых витков макрорезьбы выполнен трапециевидно-прижимным с углом наклона 13° и глубиной витков от 1 до 0,5 мм;
- угол наклона витков микрорезьбы относительно друг друга составляет 20° ;
- высота, занимаемая микрорезьбой варьирует от 3 до 5,5 мм в зависимости от длины имплантата;
- макрорезьба выполнена однозаходной, микрорезьба – двухзаходной с одинаковым шагом;
- верхний край имплантата заканчивается полированной шейкой от 0,1 до 0,3 мм и имеет скос вовнутрь различной степени выраженности в зависимости от диаметра имплантата;
- в области макрорезьбы создан деротационный элемент в виде продольной борозды с углом 70° ;
- верхушка atraumatичной полусферической формы диаметром 2 мм для всех размеров имплантата.

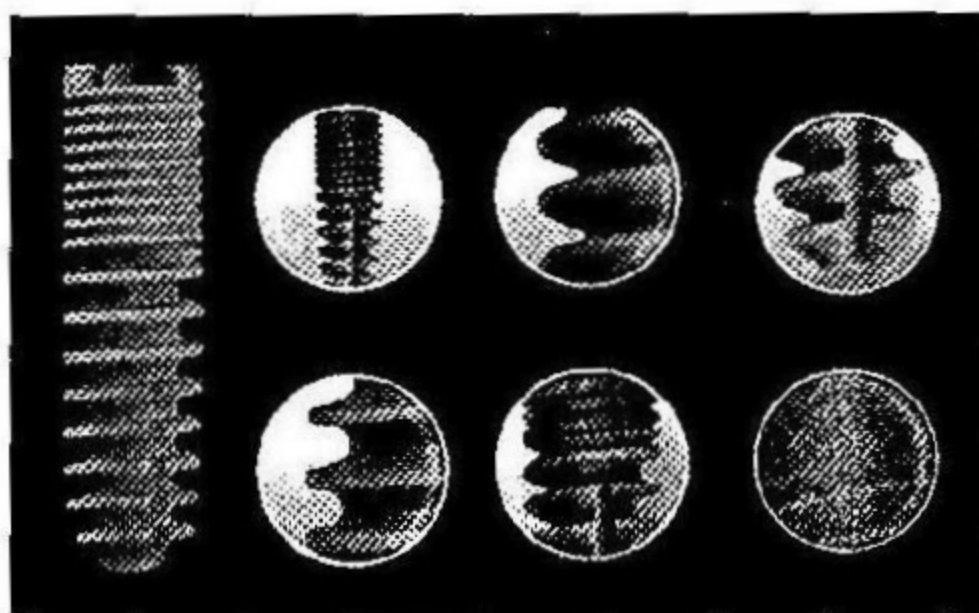


Рис. 1. Имплантат Zircon Prior Flat

Решение Ferox (рис. 2):

- резьба имплантата разделяется на макро- и микрорезьбу;
- сечение имплантата в области макрорезьбы имеет форму парабола вращения;
- профиль резьбовых витков макрорезьбы выполнен трапециевидно-выжимным с углом наклона 15° и глубиной витков от 0,8 до 0,5 мм;
- угол наклона витков микрорезьбы относительно друг друга составляет 15° ;
- высота, занимаемая микрорезьбой, варьирует от 3 до 5,5 мм в зависимости от длины имплантата;
- макрорезьба выполнена двухзаходной, микрорезьба – четырехзаходной с одинаковым шагом;
- верхний край имплантата заканчивается полированной шейкой от 0,1 до 0,3 мм и имеет скос вовнутрь различной степени выраженности в зависимости от диаметра имплантата;
- в области макрорезьбы создан деротационный элемент в виде продольной борозды с углом 70° ;
- верхушка атравматичной полусферической формы диаметром 2 мм для всех размеров имплантата.

В сравнительные группы был взят имплантат конической формы с крупной резьбой и имплантат цилиндрической конической формы с мелкой резьбой.

В рамках данной работы проводилось исследование напряженного состояния кости при передаче ей рабочей нагрузки от имплантата. Задача решалась методом конечных элементов в трехмерной постановке. Одна из рассчитанных конечноэлементных моделей представлена на рис. 3. Основным критерием сравнения результатов были выбраны эквивалентные напряжения $\sigma_{экв}$ по критерию максимальной удельной потенциальной энергии формоизменения (теория Мизеса – Хенки) [7, 8].

Рассматривалось четыре типа имплантатов: 1-й тип – конический имплантат с крупной резьбой; 2-й тип – цилиндрично-конический имплантат с мелкой резьбой; 3-й тип – имплантат с комбинированной двухзаходной крупной резьбой и двузаходной мелкой; 4-й тип – имплантат с комбинированной двузаходной крупной резьбой и четырехзаходной мелкой.

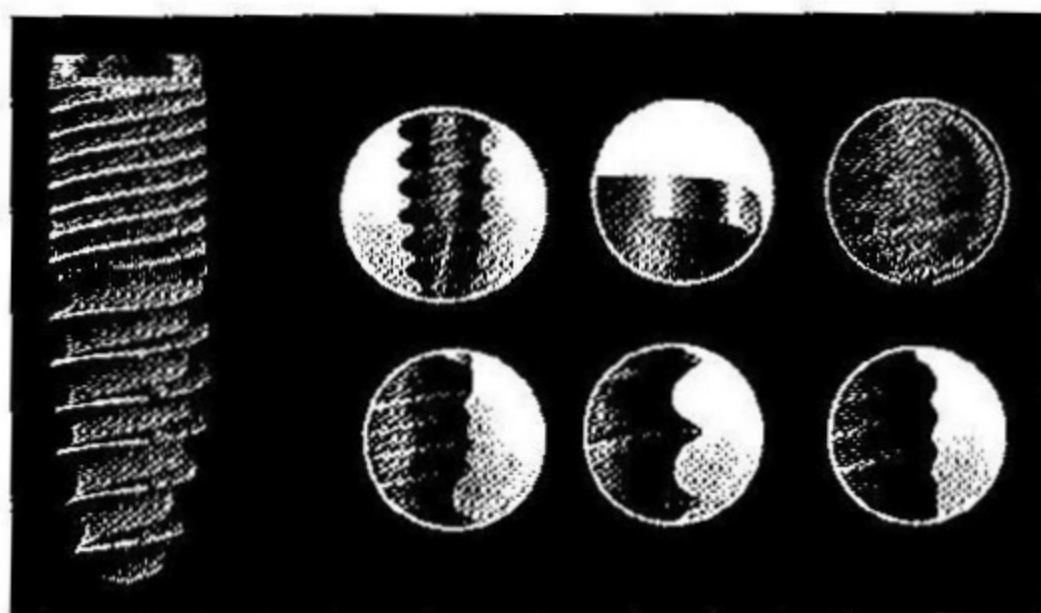


Рис. 2. Имплантат Zircon Prior Ferox

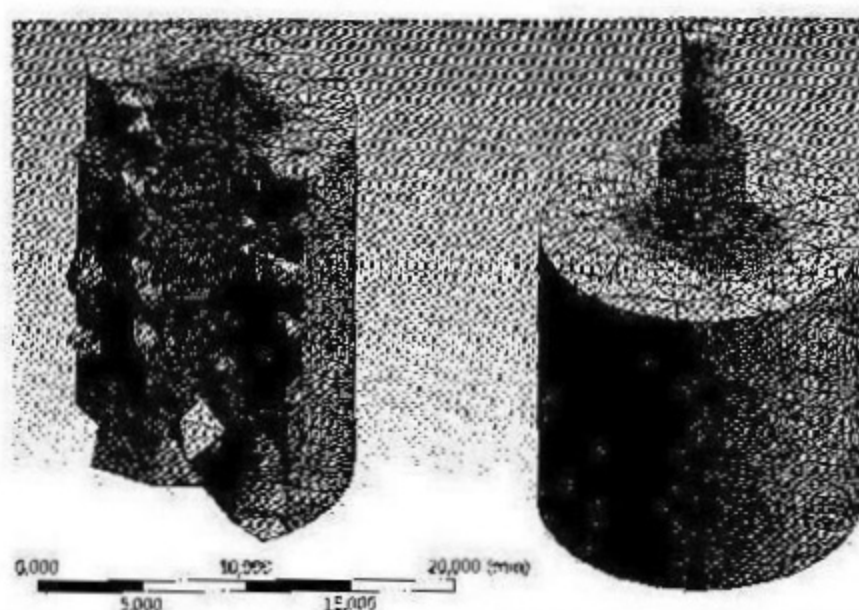


Рис. 3. Конечно-элементная модель имплантата с комбинированной резьбой

К каждому из имплантатов прикладывалось два типа нагрузки: осевая (нормальная к поверхности кости) сжимающая $F_{\text{норм}} = 80 \text{ Н}$; радиальная (тангенциальная к поверхности кости) $F_{\text{танг}} = 80 \text{ Н}$, удаленная на расстояние 6 мм от ближайшей точки контакта имплантата с костью. Силы трения между поверхностью имплантата и костью не учитывались. Для имплантатов был задан материал с модулем упругости $E = 5 \times 10^4 \text{ МПа}$, коэффициентом Пуассона $\mu = 0,3$. Данный сплав имеет достаточно низкий модуль упругости, не характерный для большинства других высокопрочных материалов, но более близкий к E кости. Для сравнения влияния упругости имплантата все расчеты были повторно проведены для абсолютно жесткого имплантата, имитирующего сплавы с высоким модулем упругости. Кость была задана двухслойной. Наружный слой (кортикальный) имел толщину 5 мм, механические свойства: $E = 10^4 \text{ МПа}$, $\mu = 0,3$. Внутренний слой (губчатый) был описан по формуле:

$$E = 0,5 \times 10^4 \text{ МПа},$$

где, $\mu = 0,3$.

Слои в модели были связаны жестко. Напряжения в костной ткани и имплантате не выходят за пределы зоны упругих деформаций, поэтому пластическое поведение материалов не описывалось. Граничными условиями были приняты нулевые перемещения модели кости на цилиндрической поверхности диаметром 15 мм, соосной с имплантатом, а также на круге того же диаметра, параллельном поверхности кости и отстоящем от нее на 20 мм.

■ РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В таблице приведены результаты проведенных расчетов. Напряжения, указанные в ней, являются усредненными в некотором объеме кости вдоль границы ее контакта с имплантатами. Критерием являлось превышение указанных напряжений в $n > 60$ узлов конечно-элементной сетки, что соответствует объему зоны кости порядка 3 мм^2 .

Поля напряжений в костной ткани при консольной нагрузке на абсолютно жесткий имплантат соответственно представлены на рис. 4–5.

Результаты исследования

	Типы имплантатов			
	Тип 1	Тип 2	Тип 3	Тип 4
Общая площадь контакта с костью, мм ²	171	253	255	262
Площадь пяты, мм ²	1,4	3,8	1,4	1,4
Площадь контакта в кортикальной зоне	81	99	115	112
Площадь опорной поверхности при осевом сжатии	67	104	95	97
Максимальные напряжения при осевом сжатии, МПа				
Кортикальная кость	3,3	1,7	1,6	1,6
Губчатая кость	4,6	3,1	4,8	7
Максимальные напряжения при консольном нагружении, МПа				
Кортикальная кость	30	16	13	15
Губчатая кость	25	13	12	13

Установлено, что во всех рассчитанных моделях при осевом сжатии наблюдаются характерные пики напряжений в окрестностях острия винта и в приповерхностном слое кортикальной части кости. Максимальные напряжения во всех моделях при осевом сжатии наблюдаются в области острия винта и входят в диапазон 2–8 МПа. При этом наилучшее распределение напряжений наблюдается при использовании модели с мелкой резьбой (тип 2) и с комбинацией 2-заходной мелкой и 4-заходной крупной резьбы (тип 3). Комбинация 4-заходной мелкой и 2-заходной крупной резьбы (тип 4) показала более высокие напряжения в губчатой части кости из-за большего угла наклона винтовой линии. Конусный винт (тип 1) значительно больше нагружает кортикальную часть кости и вызывает большие градиенты напряжений.

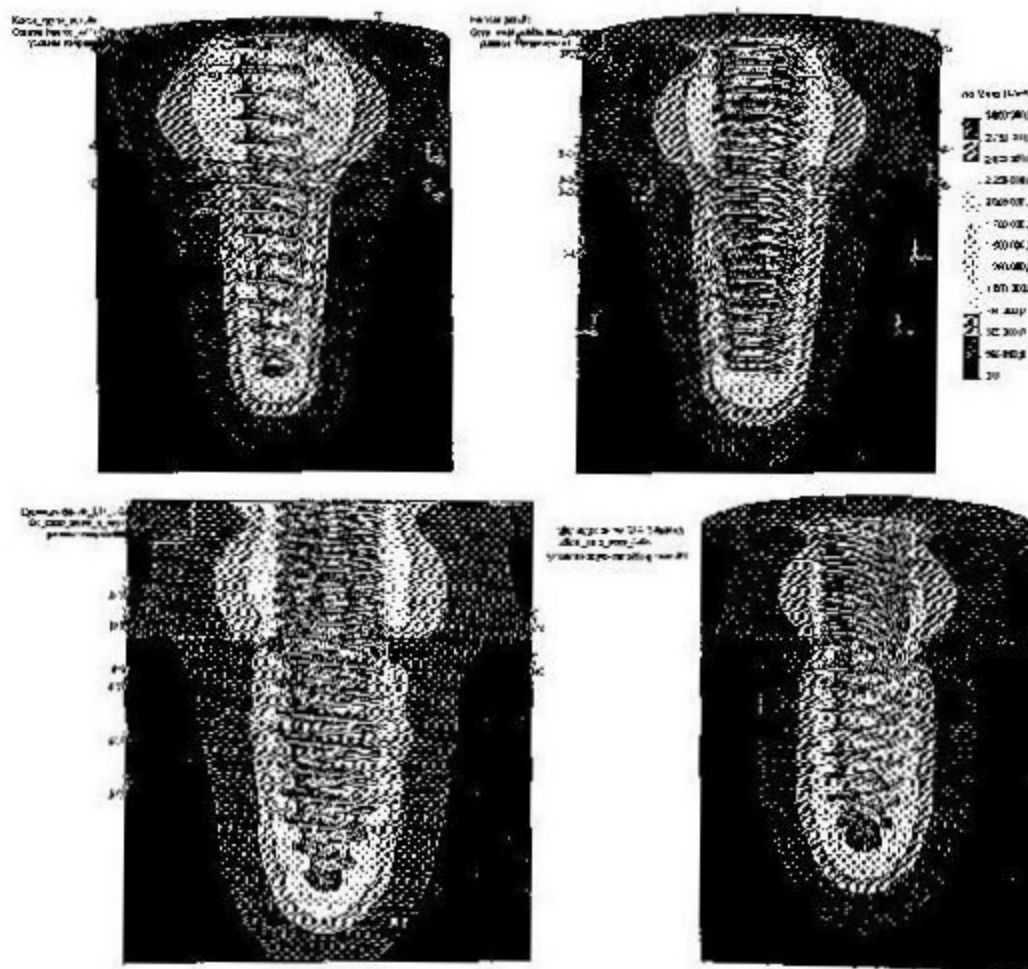


Рис. 4. Поля напряжений при осевом сжатии жесткого винта

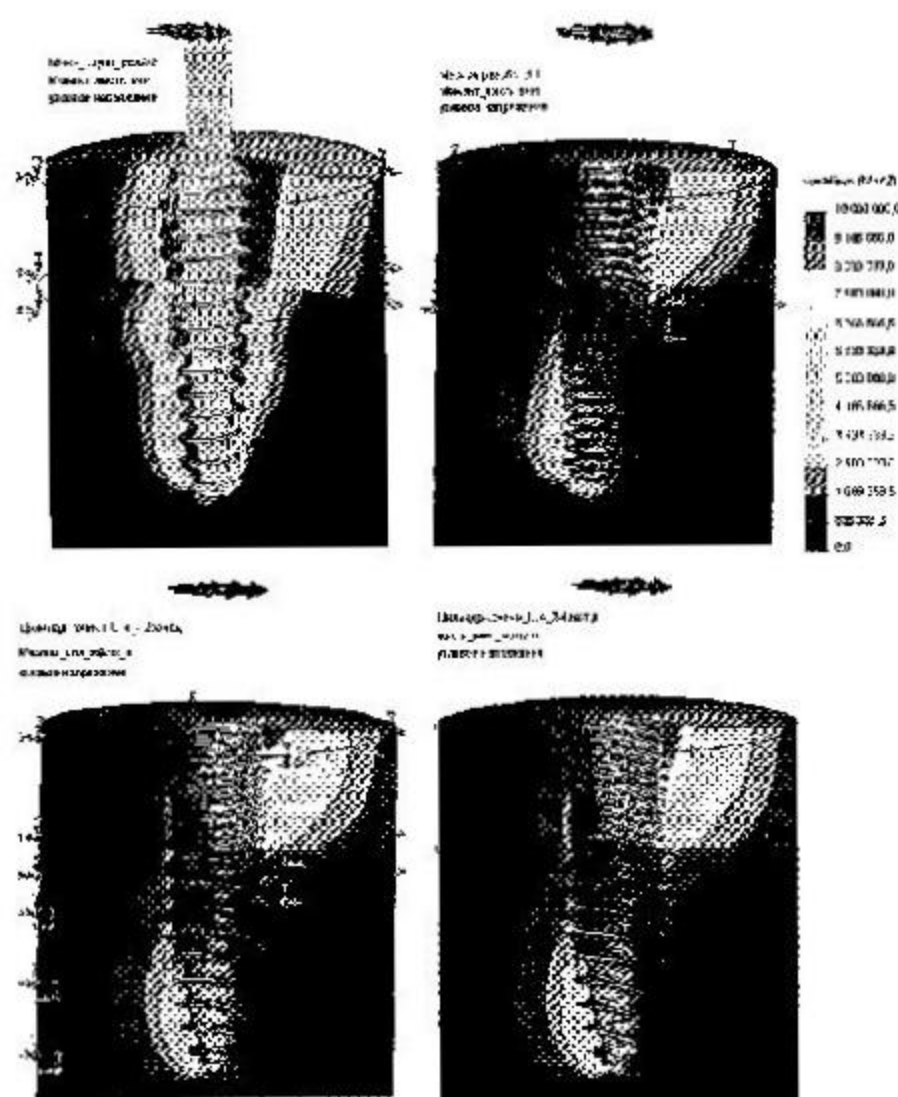


Рис. 5. Поля напряжений при осевом сжатии жесткого винта

При консольном нагружении имплантатов результирующие напряжения значительно выше. Максимальные напряжения наблюдаются около поверхности кости. Количество заходов резьбы винта мало повлияло на поле напряжений при боковом нагружении.

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

Исходя из данных, полученных после проведения исследования, с точки зрения биомеханики можно утверждать, что форма имплантата с сечением в виде параболоида вращения является оптимальной, так как нагрузка на периимплантатную кость при такой форме распределяется наиболее равномерно.

Наличие макро- и микрорезьбы с единым шагом позволяет оптимизировать процессы ремоделирования равно как в компактном, так и в губчатом слоях кости, но незначительно влияют на распределение нагрузки во время функции.

Предложенная форма внутрикостной части имплантатов обеспечивает большую, в сравнении с другими формами, площадь контакта имплантат – кость. Следует признать, что напряжения в кости достаточно хорошо коррелируют с общей площадью контактных поверхностей имплантатов. Для снижения контактных напряжений можно рекомендо-

использование мелкой резьбы в кортикальной части кости, а также увеличение площади верхушки имплантатов.

ВЫВОДЫ

- Результаты биомеханических исследований распределения нагрузки в периимплантатную зону в зависимости от формы имплантата позволяют считать, что наиболее оптимальной является форма в виде параболической дуги, позволяющая равномерно распределять разновекторную нагрузку.
- Предложенная форма имплантата с комбинированной однозаходной микрорезьбой и двузаходной микрорезьбой позволяет адаптивно формировать имплантационное ложе в различных типах кости.
- Увеличение внутренней части имплантатов типа Ferox и Flat обеспечивает лучшую стабилизацию имплантата, что способствует контактному остеогенезу.

ЛИТЕРАТУРА

- Бондаренко О. (2005) *Rozrobka ta zastosuvannya stomatologichnih titanovih implantativ gvintovogo tipu z adaptivnim modulyuvannyam kistkovogo ta implantacijnogo lozha* [Development and application of dental titanium screws with adaptive modulation of bone and implantation parts]. Odessa, 20 p.
- Бондаренко Т. (2003) *Implantaciya zubov* [Teeth implantation]. Moscow: Medicina, 560 p. (in Russian).
- Бондаренко Т. А. (2000) Periimplantatna patologiya [Preimplantation pathology]. *Visnik stomatologii*, no 2, pp. 70–73.
- Бондаренко Т. В. (2002) Biotehnicheskie standarty vnutrikostnyh dental'nyh implantatov [Biotechnical standards intraosseous dental implant]. *Dental implantology*, pp. 110–132.
- Бондаренко Т. А. (1993) *Kliniko-eksperimental'noe obosnovanie primeneniya konstrukcii zubnogo implantata* [Clinical and experimental justification of the dental implant design usage]. Minsk, 32 p. (in Russian).
- Бондаренко Т. А. (2000) Biomechanicheskiy optimizovanyj dental'nyj implantat [Biomechanical optimized dental implant]. *New in dentistry*, no 8, pp. 96–99.
- Бондаренко Т. А. (1984) *Biomaterials science and engineering*. New York, 360 p.
- Бондаренко Т. А. (2004) Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, vol. 15, pp. 401–412.
- Бондаренко Т. А., Политун А. (2002) Ocenka e'ffektivnosti rezul'tatov ortopedicheskogo lecheniya s pomozh'nyu dental'nyh implantatov [Evaluation of the effectiveness of the results of orthopedic treatment with dental implants]. *Modern dentistry*, no 1 (17), pp. 84–86.
- Гонсалес Дж. (2011) Crestal ridge width changes when placing implants at the time of tooth extraction with and without soft tissue augmentation after a healing period of 6 months: report of 24 consecutive cases. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, vol. 31, no 1, pp. 9.