

было подтверждено результатами электромиографии и биомеханическим изучением функции сустава.

Во всех случаях эндопротезирования тазобедренного сустава с применением компонентов «Ильза» в послеоперационном периоде был получен хороший результат.

Минимально инвазивная артропластика позволила добиться ранней (на 2<sup>е</sup> сутки) активизации и быстрой послеоперационной реабилитации пациентов, а также значительного сокращения срока их пребывания в стационаре.

Полученные результаты свидетельствуют о высокой эффективности применения в клинической практике бедренного компонента «Ильза», который позволяет достаточно быстро восстановить функцию и опороспособность конечности, что обеспечивает восстановление качества жизни больных.

Результаты исследования были получены при поддержке гранта РФФИ № 06-04-90812 Мол\_а.

### Литература

1. Ильин А.А., Скворцова С.В., Мамонов А.М., Карпов В.Н., Поляков О.А. Применение титана и его сплавов в медицине. / Перспективные технологии легких и специальных сплавов. / К 100-летию со дня рождения академика А.Ф. Белова. – М.: Физматлит, 2006. – С. 399-408.
2. Цваймюллер К., Декнер А., Штайндл М. Ножка SL-Plus и SLR- Plus: концепция и первичные результаты / Эндопротезирование крупных суставов. Материалы симп. с междунар. участием. – М., 2000 – С. 114-121.
3. Dustmann H.O. Intermediate and Long-Term Results with the Zweymuller Prosthesis after Previous Surgery. / The Zweymuller total hip Prosthesis: 15 years' experience. 3<sup>rd</sup> Vienna Symposium. Hogrefe and Huber Publishers. – Seattle. Toronto. Gottingen, Bern, 1994. – P. 1-16.

УДК 669.295'245: 615.472

### БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ НОВОГО ИМПЛАНТАТА ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗА ПРОКСИМАЛЬНОГО МЕТАЭПИФИЗА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ КОСТИ

д.т.н., проф. А.М. Мамонов, А.А. Белокобылов<sup>1</sup>, к.т.н., доц. Е.О. Агаркова, Н.В. Хромов

Методом конечных элементов рассчитано напряженно-деформированное состояние системы «имплантат – структуры проксимального метаэпифиза большеберцовой кости» при функциональной нагрузке. Показано, что применение нового имплантата обеспечивает хорошие условия для остеосинтеза при импрессионных переломах большеберцовых мыщелков коленного сустава.

Mode of deformation of "implant - structure of shin bone proximal metaepiphysis" system under functional load was calculated by finite element method. It was shown that new implant application provides good conditions for osteosynthesis during impression fractures of knee joint tibial condyles.

<sup>1</sup> НИИ Травматологии и ортопедии, г. Астана, Республика Казахстан.

Одним из важнейших этапов разработки новых конструкций имплантатов для остеосинтеза и, соответственно, новых методов лечения переломов элементов опорно-двигательного аппарата человека является биомеханическое обоснование разрабатываемых конструкций. Оно заключается в теоретическом анализе (расчете) и прогнозировании напряженно-деформированного состояния и механического поведения системы «имплантат – костные структуры» при функциональных нагрузках.

В настоящей работе приведены результаты биомеханических расчетов нового имплантата для фиксации импрессионного участка суставного плато проксимального метаэпифиза большеберцовой кости при лечении переломов берцового мыщелка коленного сустава с импрессионной составляющей.

Имплантат представляет собой L-образную пластину, изготавливаемую из нержавеющей стали. Принципиальная схема установки имплантата приведена на рис. 1. Длинное плечо пластины вводится в мыщелок над образовавшейся в результате импрессионного перелома полостью в губчатой кости после репозиции фрагмента суставного мыщелка.

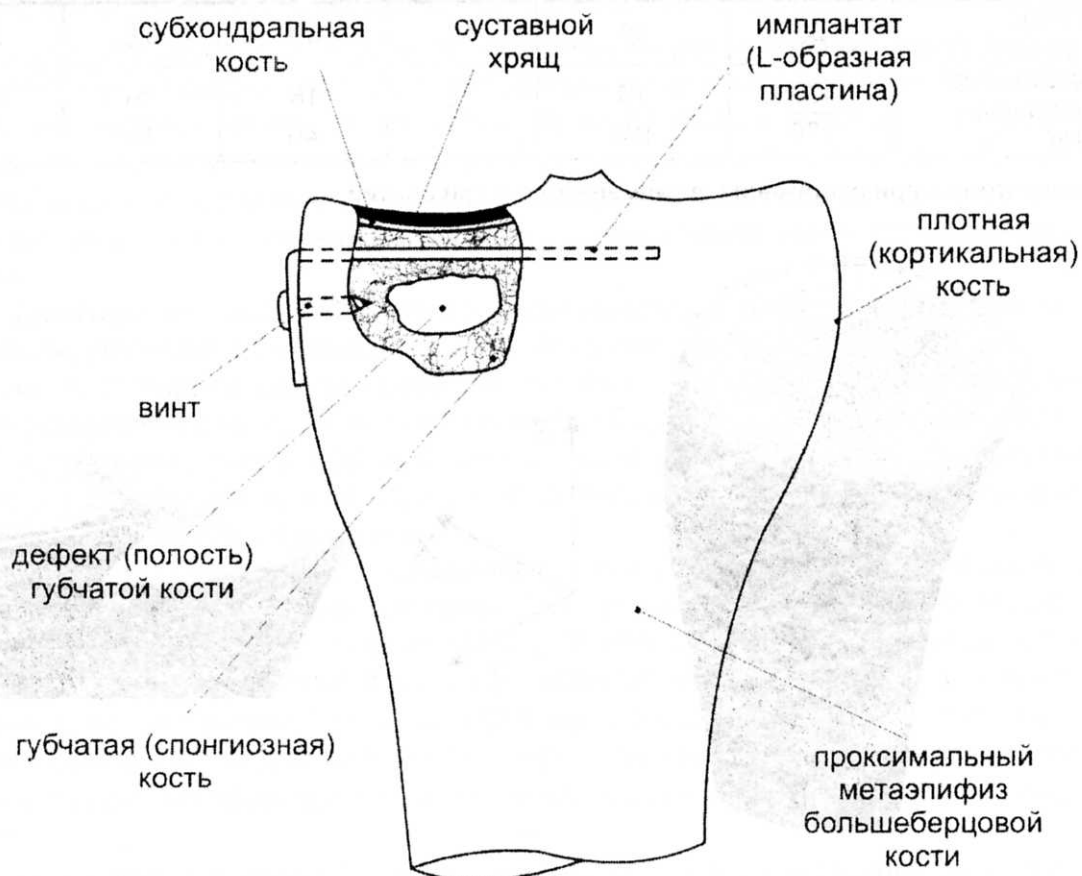


Рис. 1. Схема фиксации импрессионного перелома L-образной пластиной

Механическая совместимость имплантата может быть оценена по степени подобия напряженно-деформированного состояния и механического поведения системы с имплантатом состоянию и поведению структур здорового неповрежденного сустава при функциональных нагрузках [1]. Работоспособность системы и ее компонентов определяется напряженно-деформированным состоянием каждого элементарного объема каждого компонента.

Для численного анализа напряженно-деформированного состояния указанной системы был применен математический метод конечных элементов с использованием пакета компьютерных программ ANSYS. Для реализации этого метода были разработаны анатомически подобные объемные и конечно-элементные модели проксимального метаэпифиза большеберцовой кости в здоровом состоянии, после импрессионного перелома и восстановления конгруэнтности суставной поверхности без использования L-образной пластины и с ее использованием (рис. 2).

Физико-механические свойства компонентов моделируемых систем приведены в табл. 1.

Таблица 1

Физико-механические свойства компонентов моделируемой системы [1-3]

Компонент системы	Кость кортикальная		Субхондральная кость	Хрящ суставной	Спонгиозная кость	Имплантат (сталь нержавеющая)
	Вдоль оси большеберцовой кости	Поперек оси большеберцовой кости				
Свойство						
Модуль упругости, ГПа	20	10	10	0,1	0,5	200
Напряжение* разрушения, МПа	$\frac{130}{180}$	$\frac{15}{135}$	77	$\frac{18}{40}$	$\frac{5}{10}$	$\frac{600}{-}$

\* в числителе – при растяжении, в знаменателе – при сжатии.

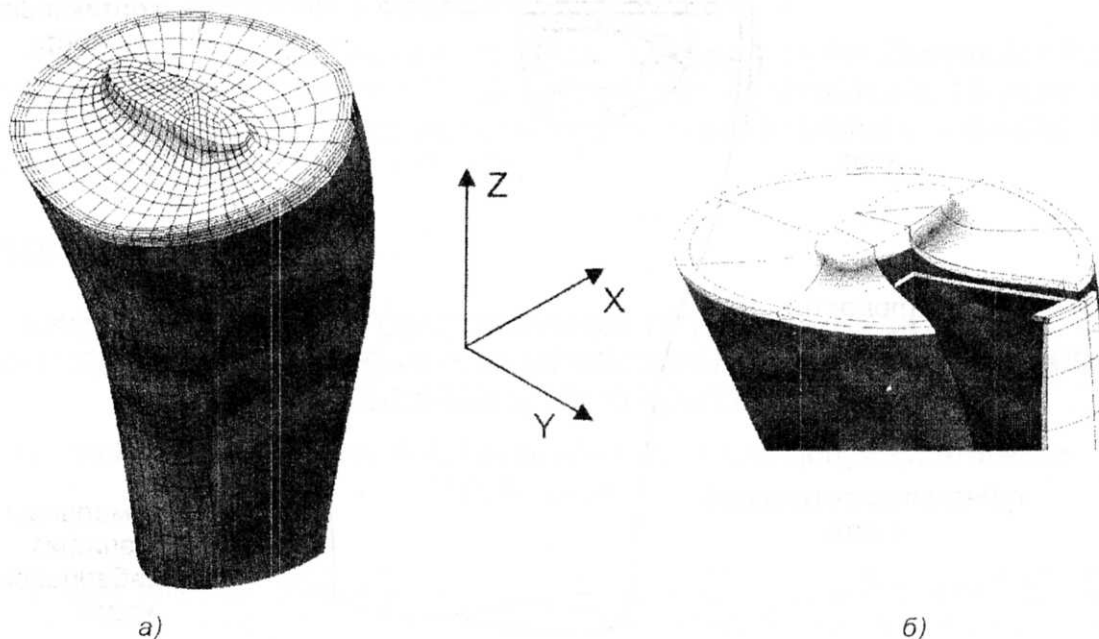


Рис. 2. Общий вид моделей проксимального метаэпифиза большеберцовой кости в неповрежденном состоянии (а) и после установки L-образной пластины (б)

Одним из наиболее ответственных моментов моделирования является задание механической нагрузки. Исследования биомеханики коленного сустава при полном объеме движений и, соответственно, комбинациях нагрузок различного характера является самостоятельной и достаточно сложной технической задачей. В рамках данной работы было достаточно ограничиться рассмотрени-

ем наибольшей по величине и циклической повторяемости нагрузки, возникающей в коленном суставе при ходьбе. С учетом данных работ [2, 4] для расчетов было принято интегральное значение нагрузки – 3300 Н и вертикальное (вдоль оси большеберцовой кости) ее направление.

Для проведения расчетов использовали прямоугольные координаты с направлением осей: X – в медиально-латеральном, Y – в передне-заднем, Z – в вертикальном направлениях (см. рис. 2).

На первом этапе было рассчитано напряженно-деформированное состояние неповрежденного проксимального метаэпифиза большеберцовой кости.

Хрящ испытывает всестороннее сжатие в областях пятен контакта внутреннего и наружного мыщелков. Максимальные значения напряжений сжатия достигаются вблизи центров пятен контакта и составляют:  $\sigma_z$  – 18 МПа (на наружном мыщелке),  $\sigma_x$  и  $\sigma_y$  – около 6 МПа (на внутреннем мыщелке). Рассчитанные величины напряжений сжатия значительно ниже напряжений разрушения (см. табл. 1).

Деформационное поведение субхондральной кости суставного плато при нагружении подобно поведению закрепленных по периметру тонких оболочек при внутреннем давлении. В зоне приложения нагрузки (пятне контакта) она испытывает двухосное растяжение с максимальными напряжениями  $\sigma_x = 25$ ,  $\sigma_y = 24$  МПа на внутреннем мыщелке. Субхондральная кость боковых поверхностей межмыщелкового возвышения испытывает растяжение вдоль оси Z, причем максимальные напряжения  $\sigma_z = 15,5$  МПа достигаются со стороны наружного мыщелка. Все рассчитанные напряжения существенно ниже разрушающих (в 3–5 раз).

Спонгиозная кость испытывает максимальное сжатие непосредственно под субхондральной пластиной в зоне действия нагрузки.

На следующем этапе было рассчитано напряженно-деформированное состояние модели с дефектом (полостью) в губчатой кости, расположенным под внутренним мыщелком и образующимся после репозиции импрессированного фрагмента суставного плато. При этом целостность хряща и субхондральной кости считали восстановленными.

Наличие несплошности оказывает заметное влияние на напряженно-деформированное состояние системы. Так, резко возрастает деформация изгиба субхондральной кости над полостью. В результате максимальные расчетные напряжения растяжения в зоне приложения нагрузки со стороны внутреннего мыщелка составляют:  $\sigma_y = 45$  МПа,  $\sigma_x = 63$  МПа. Двухосное растяжение, возникающее в субхондральной кости над полостью, при полученной комбинации  $\sigma_x$  и  $\sigma_y$  должно приводить к разрушению субхондральной пластины над полостью.

На «боковых гранях» полости напряжения сжатия спонгиозной кости ( $\sigma_z$ ) достигают 20–23 МПа, что превышает напряжения разрушения. Таким образом, даже в предположении о целостности субхондральной пластины внутреннего мыщелка неизбежно разрушение спонгиозной кости на границе полости.

Напряженно-деформированное состояние хрящей мыщелков практически не отличается от случая неповрежденного сустава. Это обусловлено наличием под хрящевой тканью жесткой, хотя и деформированной, субхондральной пластины и массива спонгиозной кости над полостью (при условном предположении их целостности).

Расчеты напряженно-деформированного состояния с установленной L-образной пластиной дали следующие результаты. Наличие жесткой, «поддерживающей» суставное плато внутреннего мыщелка, пластины существенно изменяет условия деформационного поведения субхондральной кости. Напряжения в ней со стороны внутреннего мыщелка распределяются более равномерно, по сравнению как с предыдущей моделью, так и с моделью неповрежденного сустава. Максимальные растягивающие напряжения достигаются со стороны внутреннего мыщелка и составляют:  $\sigma_x = 33$ ,  $\sigma_y = 24$  МПа, что близко к напряжениям для модели неповрежденного сустава.

Имплантированная пластина «защищает» и спонгиозную кость внутреннего мыщелка. Распределение напряжений в ней более равномерное и соответствует уровню напряжений в спонгиозе неповрежденного сустава.

Напряжения и деформации в суставных хрящах близки к напряжениям и деформациям неповрежденного сустава.

Наглядное обобщение полученных результатов дает гистограмма, показанная на рис. 3.



Рис. 3. Гистограмма максимальных расчетных напряжений (МПа) в структурах проксимального метаэпифиза большеберцовой кости:

- 1 – неповрежденное состояние;
- 2 – состояние с дефектом под внутреннем мыщелком;
- 3 – состояние с имплантированной L-образной пластиной

Таким образом, проведенные расчеты показывают, что имплантация L-образной пластины практически восстанавливает параметры биомеханического поведения структур проксимального метаэпифиза большеберцовой кости при функциональной нагрузке. С другой стороны, наличие нормального уровня механической нагрузки в спонгиозной кости в области нахождения несплошности создает необходимые условия регенерации костной ткани и зарастания дефекта.

В заключение необходимо отметить, что максимальные расчетные напряжения в самой стальной пластине при нагружении составляют около 130 МПа. Таким образом обеспечен более, чем 4-х кратный запас ее статической прочности (см. табл. 1) и 2-х кратный запас усталостной прочности (надежности).

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 06-04-90812 Мол\_а.

Литература

1. Ильин А.А., Загородний Н.В., Мамонов А.М., Балберкин А.В., Карпов В.Н., Макунин В.И., Магомедов Х.М., Палтиевич А.Р. Обоснование конструкции и исследование биомеханического поведения клиновидной ножки цементной фиксации эндопротезов тазобедренного сустава. // Вестник травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова. Медицина, 2005, №3, с. 3-10
2. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. – Рига: Зинатне, 1980. – 319 с.
3. Evans F. Mechanical properties of bone. Charls C. Thomas. Springfield, 1973. – 300 p.
4. Introduction to the Biomechanics of Joints and Join Replacement. / Edited by D. Dowson and V. Wright. / Mechanical engineering Publications LTD, London, 1981, p. 254.

УДК 669.295:615.46

**ВЛИЯНИЕ УСЛОВИЙ ПЛАЗМЕННОГО НАПЫЛЕНИЯ  
И ТЕРМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ НА СТРУКТУРУ И АДГЕЗИОННУЮ  
ПРОЧНОСТЬ ТИТАНОВОГО ПОКРЫТИЯ ИМПЛАНТАТОВ**

член-корр. РАН, д.т.н., проф. А.А. Ильин, к.т.н., доц. С.В. Бабин,  
к.т.н. Е.Н. Егоров, О.А. Поляков

---

В работе приведены результаты исследований по влиянию режимов плазменного напыления и термообработки на структуру и адгезионную прочность пористого титанового покрытия имплантатов.

This work presents the results of the study of the influence of routines of spray treatment and thermal treatment on structure and adhesion strength of spraying titanium coating of the implants.

---

Титановые сплавы широко применяют в качестве материалов имплантатов, в частности, для элементов эндопротеза тазобедренного сустава (ЭПТБС). Для улучшения сращения костных тканей с имплантатом необходимо повысить пористость и шероховатость его поверхности. Одним из перспективных способов получения пористого титанового покрытия является плазменное напыление [1]. В данной работе исследовали влияние технологических режимов плазменного напыления и термообработки на структуру и адгезионную прочность покрытия из технического титана марки ВТ1-0.

Нанесение покрытия на подложку из сплава ВТ6 проводили методом плазменного напыления проволоки из технического титана марки ВТ1-0. Напыление проводили в три слоя. Режим напыления был следующий: первый слой – напряжение  $U=38$  В, сила тока  $I=320$  А, расход плазмообразующих газов аргона и гелия  $G_r=0,65$  усл.ед.; второй и третий слои -  $U=34$  В,  $I=300$  А,  $G_r=0,5$  усл.ед.

Перед напылением для обеспечения необходимой чистоты поверхности и ее активации образцы подвергали пескоструйной обработке в течение 2 мин. Непосредственно перед напылением покрытия образцы нагревали в потоке