

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ПОВЕДЕНИЯ МОДИФИЦИРОВАННОЙ НОЖКИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Н.Д. Батпен¹, А.М. Мамонов², В.Н. Карпов², А.А. Левочкин²,
Ш.А. Баймагамбетов¹, А.Н. Батпен³

¹ РГП на ПХВ «НИИ травматологии и ортопедии»,
директор – член-корр. АМН РК, д.м.н., профессор Н.Д. Батпен
Астана, Казахстан

² ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет им. К.Э. Циолковского»,
инженерно-медицинский центр «МАТИ-Медтех»,
ректор – д.э.н. профессор А.В. Рождественский
Москва

³ АО «Медицинский университет Астана»,
ректор – д.м.н. М.З. Шайдаров
Астана, Казахстан

Представлены принципы математического компьютерного моделирования при разработке и прогнозировании биомеханического поведения ножки эндопротеза тазобедренного сустава. Методом конечных элементов проведены компьютерные расчеты напряжений и деформаций бедренного компонента металлической ножки эндопротеза и костных структур. Определены критические значения разрушения и износа ножки эндопротезов с продольным пазом и без него. Математические расчеты и полученные результаты подтверждают функциональную надежность и работоспособность предложенного авторами эндопротеза.

Ключевые слова: эндопротез тазобедренного сустава, математическое моделирование, биомеханика.

MATHEMATICAL COMPUTER MODELING OF BIOMECHANICAL BEHAVIOUR OF HIP ENDOPROSTHESIS MODIFIED STEM

N.D. Batpenov¹, A.M. Mamonov², V.N. Karpov², A.A. Levochkin²,
Sh.A. Baymagambetov¹, A.N. Batpen³

¹ Research Institute of Traumatology and Orthopedics, director – N.D. Batpenov, MD Professor
Astana, Kazakhstan

² MATI – Tsiolkovsky Russian State Technological University,
chancellor – A.V. Rozhdestvenskiy, doctor of economic sciences, Professor
Moscow

³ Astana Medical University, chancellor – M.Z. Shaydarov, MD
Astana, Kazakhstan

The principles of mathematical modeling have been proposed in development and prognosing of biomechanical behavior of modified stem of hip prosthesis. We have made computer calculation of tensions and deformities of femoral component of metal stem and bone structures. We have defined critical disorders and wear of metal prosthesis with long groove and without groove. Mathematical calculations and the results confirm functional reliability and workability of the modified prosthesis.

Key words: hip arthroplasty, mathematical modeling, biomechanics.

Эндопротезирование тазобедренного сустава является одним из самых экономически эффективных хирургических вмешательств, а разработка, совершенствование и производство эндопротезов направлено на создание качественных, надежных имплантатов, способных сохранять свои функциональные свойства на протяжении длительного времени. В связи с этим одним из важнейших этапов разработки эндопротезов является биомеханическое обо-

снование их работоспособности и надежности [1, 5, 9].

В настоящее время для решения этой задачи широко используются возможности современной компьютерной техники и программного обеспечения. Наличие мощного универсального математического аппарата, оперативность и гибкость прогнозирования поведения биологических систем и внешних факторов позволяют получить достоверные результаты на высоком уровне [3, 4, 5].

Цель исследования – изучить напряженно-деформированное состояние костных структур бедренной кости и механическое поведение модифицированной ножки эндопротеза тазобедренного сустава.

Материал и методы

Компьютерное моделирование было проведено для двух конструктивных видов ножек: «KAZ НИИТО» – модель Н. Батпеннова», разработанной в Научно-исследовательском институте травматологии и ортопедии Министерства здравоохранения Республики Казахстан [8], и «K-Implant, Modell Minden V. Echtermeyer» (Германия). Бедренный компонент эндопротеза тазобедренного сустава для бесцементной фиксации «KAZ НИИТО» является модификацией эндопротеза бесцементной фиксации «K-Implant, Modell Minden V. Echtermeyer» и отличается наличием продольного паз U-образной формы сечения, проходящего с латеральной стороны по всей длине ножки (рис. 1).

Продольный паз служит для компенсации избыточного гидростатического давления в костномозговом канале, возникающего во время установки ножки эндопротеза. Ножки имеют средний типоразмер (оффсет 40 мм), физиологический изгиб по продольной оси, шероховатую поверхность в дистальной и проксимальной частях, что предполагает вторичную биологическую фиксацию путем остеоинтеграции. Конструктивные выступы (впадины) на передней и задней поверхностях проксимальной части предназначены для дополнительной антиторсионной устойчивости. Дистальная часть ножки имеет коническую форму с сечением, близким к круглому. Геометрия и шероховатость поверхности ножки обеспечивают передачу механической нагрузки в проксимальной части кости через ее спонгиозные структуры, в дистальной – через кортикальные. Это достигается путем плотной посадки и фиксации ножки в подготовленном по ее форме костном ложе.

На первом этапе исследования были разработаны анатомически подобные объемные и конечно-элементные компьютерные модели естественной и эндопротезированной бедренной кости (рис. 2). Геометрия естественной бедренной кости с бедренной головкой соответствует среднестатистическим параметрам: длина кости – около 400 мм, оффсет – 40 мм, диаметр костномозгового канала в истмусе – 12–13 мм.

В качестве опорного компонента системы была использована плоская площадка толщиной 3 мм из хрящевой ткани, имитирующей хрящевую поверхность бедренного эпифиза колленного сустава. Положение нижней грани площадки было зафиксировано в пространстве.

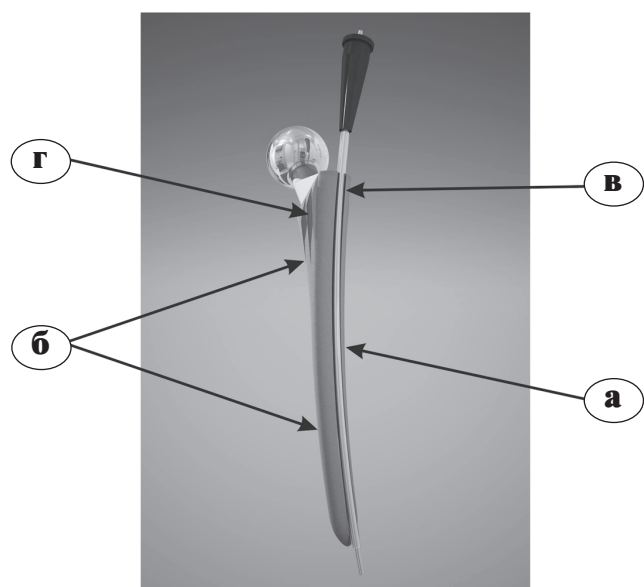


Рис. 1. Модифицированная ножка эндопротеза тазобедренного сустава: а – физиологический изгиб; б – шероховатая поверхность в дистальной и проксимальной частях; в – продольный паз U-образной формы сечения; г – конструктивные выступы на передней и задней поверхностях проксимальной части

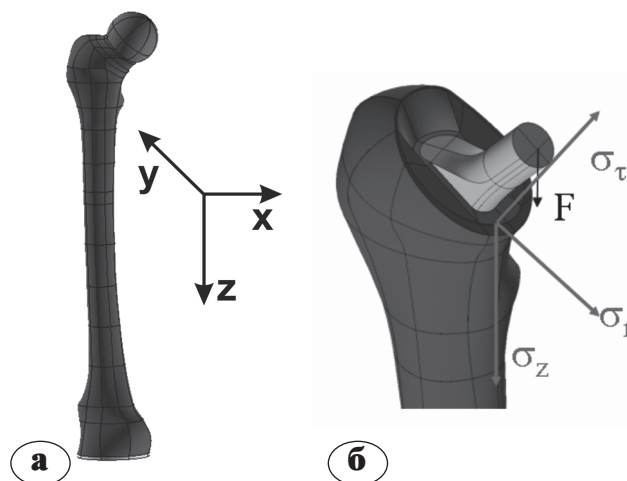


Рис. 2. Компьютерные модели: а – бедренной кости; б – системы «ножка эндопротеза – бедренная кость»; F – равнодействующая нагрузка; σ_τ – тангенциальные напряжения; σ_r – радиальные напряжения; σ_z – осевые напряжения

Для расчетов напряжений (σ) и деформаций (ϵ) в компонентах системы были использованы прямоугольные системы координат. В каждом микрообъеме компонентов системы результирующие векторы σ и ϵ раскладывались на: осевую компоненту σ_z , направленную вдоль оси бедренной кости (ножки эндопротеза) или по касательной к образующей поверхности, направленной снизу вверх в сторону центра ротации; радиальную σ_r , направленную перпендикулярно к образующей поверхности данного компонента в данной точке, и тангенциальную σ_t , параллельную этой поверхности (рис. 2 б).

На рисунке 3 показаны конечно-элементные модели бедренной кости без эндопротеза и с ножками эндопротеза в исходном ненагруженном состоянии и под действием результирующей нагрузки $F = 3300$ Н, приложенной в центре бедренной головки. Напряженно-деформированное состояние бедренной кости определяется сочетанием осевого сжатия и изгиба в направлении, близком к латерально-медиальному. Величина максимального прогиба кости и смещение головки бедренного

компонента системы определяют жесткость естественной кости и системы с эндопротезом.

Результаты и обсуждение

Результаты расчетов показали, что под действием нагрузки F смещения в осевом направлении центра головки естественной бедренной кости и центра головки бедренного компонента эндопротеза (точки приложения нагрузки) достаточно близки. Головка бедра смещается в латеральном направлении больше, чем головка эндопротеза, что связано с большей жесткостью системы с эндопротезом. Однако следует учитывать, что *in vivo* смещение выбранной точки приложения нагрузки в пространстве компенсируется реакцией противодействующих структур (хряща вертлужной впадины или вкладыша чаши эндопротеза). Величины максимального прогиба кости, достигаемого вблизи истмуса, отличаются незначительно (0,9–1 мм и 1,2 мм соответственно), что свидетельствует об аналогичном биомеханическом поведении естественной и эндопротезированной бедренной кости.

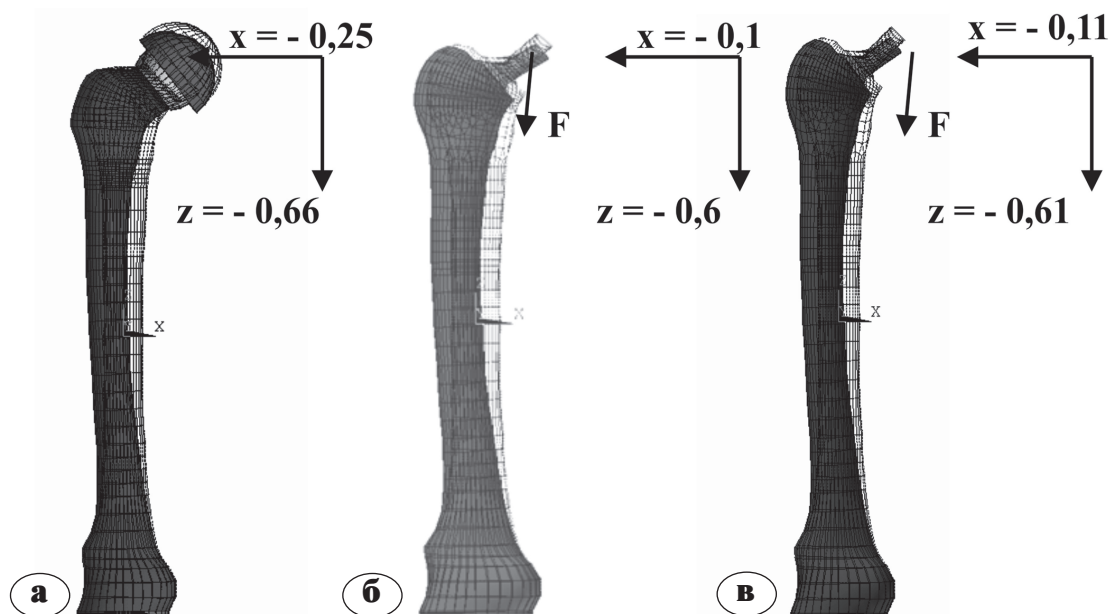


Рис. 3. Деформация и расчетные величины смещения центра головки в латеральном (x) и осевом (z) направлениях под действием нагрузки F , мм: а – модели бедренной кости; б – кости с ножкой эндопротеза без продольного паза; в – кости с ножкой с эндопротеза с продольным пазом

Расчеты напряженно-деформированного состояния структур бедренной кости с коническим каналом и ножки эндопротеза отражены на рисунке 4. Растягивающие напряжения ($+\sigma_z$) в кортикальных структурах имеют максимальные значения в верхней трети бедренной кости с латеральной стороны и достигают для кости без эндопротеза 35–37 МПа, сжимающие напряжения распределены по дуге Адамса и достигают максимума (около 56 МПа) вблизи шейки бедра. Величина напряжений в кортикальном слое эндопротезированной бедренной кости в области большого вертела значительно меньше, чем в кости без эндопротеза, т.к. кортикальные структуры в этом случае воспринимают механическую нагрузку от ножки через спонгиозные структуры. По мере приближения к истмусу напряжения в кортикальном слое кости без эндопротеза и с ножкой эндопротеза становятся более близкими по величине, и в зоне контакта ножки с кортикалом практически выравниваются. Радиальные σ_r и тангенциальные σ_τ компоненты напряжений в кортикале во всех зонах бедренной кости при данной конструкции ножки и способе ее фиксации значительно ниже, чем σ_z , также как и в неэндопротезированной бедренной кости. Это естественно, так как сама структура плотной бедренной кости обуславливает ее значительно большую жесткость (модуль упругости) в продольном направлении [2, 7, 10]. Таким образом, за исключением зоны большого вертела, биомеханическое поведение кортикальных структур эндопротезированной бедренной кости подобно биомеханике кортикала бедра без эндопротеза.

Объемное распределение осевых, радиальных и тангенциальных напряжений в спонгиозной кости в области между уровнем резекции и малым вертелом бедренной кости показаны на рисунке 5 для варианта ножки с продольным пазом. Напряженно-деформированное состояние спонгиозной кости в целом типично для эндопротезирования ножками данного типа и характеризуется сочетанием зон сжатия и растяжения. В нашем случае величина компонент напряжений не превышает прочностных характеристик спонгиозной кости [7, 10], что позволяет прогнозировать стабильность фиксации ножки в проксимальном отделе.

Для случая установки ножки без продольного паза наблюдается аналогичный характер распределения напряжений в спонгиозе, однако концентрация сжимающих и растягивающих напряжений с латеральной и медиальной стороны выражена слабее, что связано с большей жесткостью самой ножки и отсутствием геомет-

рических концентраторов напряжений в местах контакта паза с костью.

Напряженно-деформированное состояние ножки формируется сочетанием изгибающего момента во фронтальной плоскости и силы сжатия в осевом направлении при существенном преобладании первого. Поэтому с латеральной стороны ножки (и шейки конуса) формируются растягивающие напряжения, а с медиальной – сжимающие, причем абсолютная величина растягивающих напряжений на одном и том же уровне ножки должна быть несколько меньше, чем сжимающих, ввиду наложения напряжений сжатия в осевом направлении. При этом распределение напряжений в сечениях вдоль оси ножки определяется расстоянием между точкой приложения нагрузки и осью ножки в данном сечении (плечом нагрузки, создающей изгибающий момент) и размерами этого сечения.

Проведенные расчеты показали, что максимальные растягивающие напряжения – наиболее опасные для металла ножки. Они формируются в шейке конуса (около 190 МПа) и в верхней трети тела ножки (около 80 МПа) с латеральной стороны (рис. 6). С медиальной стороны максимальные напряжения сжатия создаются в шейке (165 МПа) и вблизи середины тела ножки (около 100 МПа). При этом напряжения в теле ножки с продольным пазом выше, чем в теле ножки без продольного паза, вследствие большей жесткости и, соответственно, сопротивления изгибу последней. Кроме того, наличие продольного паза приводит к концентрации напряжений в металле на ее «вершинах» (рис. 7), что нежелательно с точки зрения надежности конструкции и предъявляет известные требования к геометрии таких конструктивных элементов, в частности, к округлению острых кромок.

Установка ножки в канале цилиндрической формы приводит к большей площади контакта ножки с плотной кортикальной костью и, соответственно, к увеличению доли нагрузки, передаваемой ножкой непосредственно кортикальным структурам. Проведенные расчеты показали, что в этом случае существенных изменений напряженно-деформированного состояния костных структур не происходит. Качественная картина распределения напряжений в нагруженной кости с цилиндрической формой канала аналогична показанной на рисунках 3 и 4, величины же напряжений отличаются не более чем на 10%. Напряженно-деформированное состояние самой ножки (с продольным пазом и без него), установленной в цилиндрический канал бедренной кости, также аналогично случаю с ее установкой в коническом канале (рис. 7).

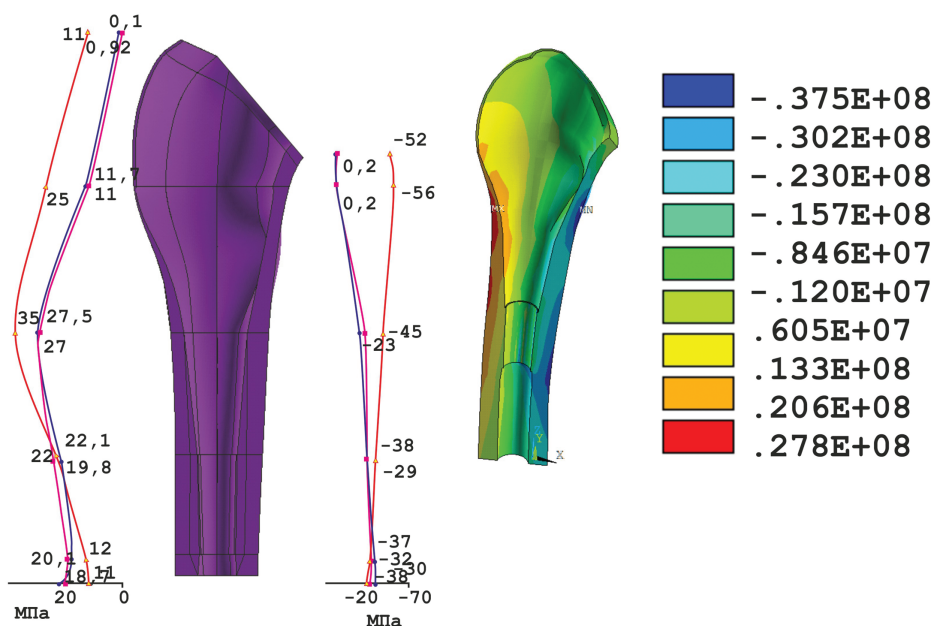


Рис. 4. Распределение осевых напряжений (σ_z , МПа) в кортикальном бедренной кости без эндопротеза (—▲—), с ножкой без продольного паза (—◆—) и с ножкой с продольным пазом (—■—)

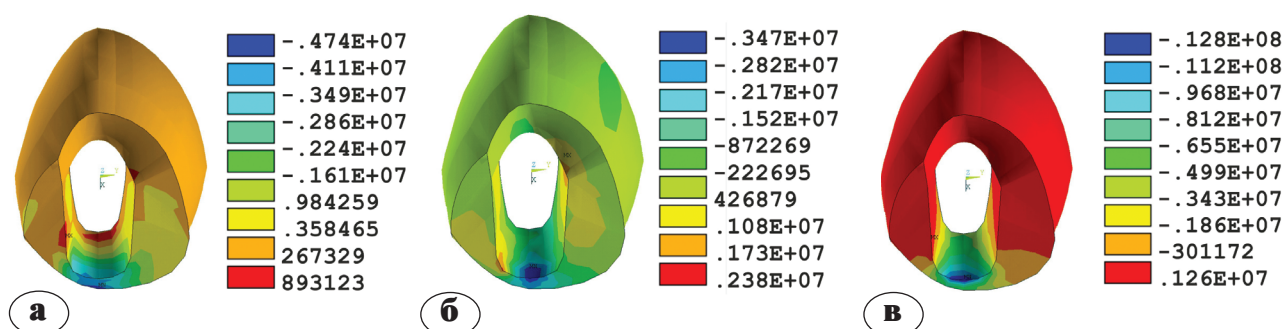


Рис. 5. Распределение напряжений в губчатой кости при установке ножки с продольным пазом: а – радиальные напряжения; б – тангенциальные; в – осевые

Увеличение площади контакта ножки с кортикалом приводит к увеличению жесткости системы «ножка – бедренная кость», вследствие чего изгиб ножки под нагрузкой несколько уменьшается, и максимальные растягивающие и сжимающие напряжения в теле ножки снижаются (рис. 8).

В целом проведенные расчеты показывают, что уровень напряжений в металле ножек при нормальной эксплуатации и действующих функциональных нагрузках значительно

ниже критического. В качестве критического уровня напряжений в данном случае принимается предел выносливости металла ножек (сопротивление усталости при многоциклическом нагружении), который для титановых сплавов в деформированном состоянии, применяемых для производства силовых элементов эндопротезов, составляет не менее 400 МПа [3]. Таким образом, конструкция ножки с продольным пазом обеспечивает достаточный запас надежности [8].

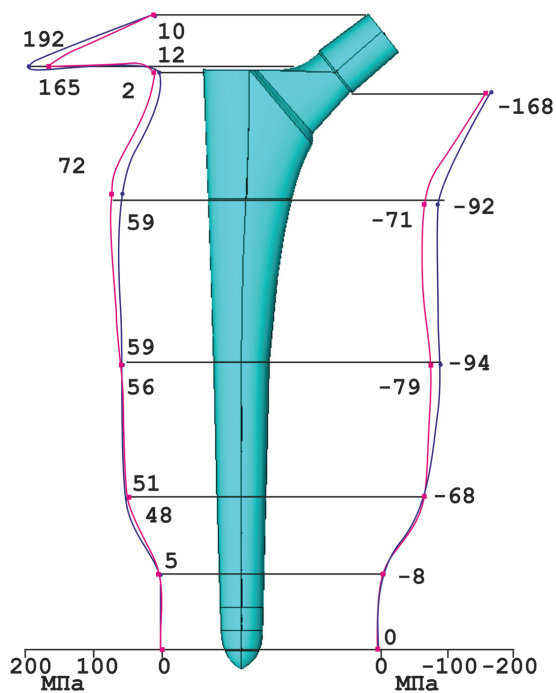


Рис. 6. Распределение осевых напряжений (σ_z , МПа) в ножках с продольным пазом (—■—) и без продольного паза (—◆—), установленных в канале конической формы

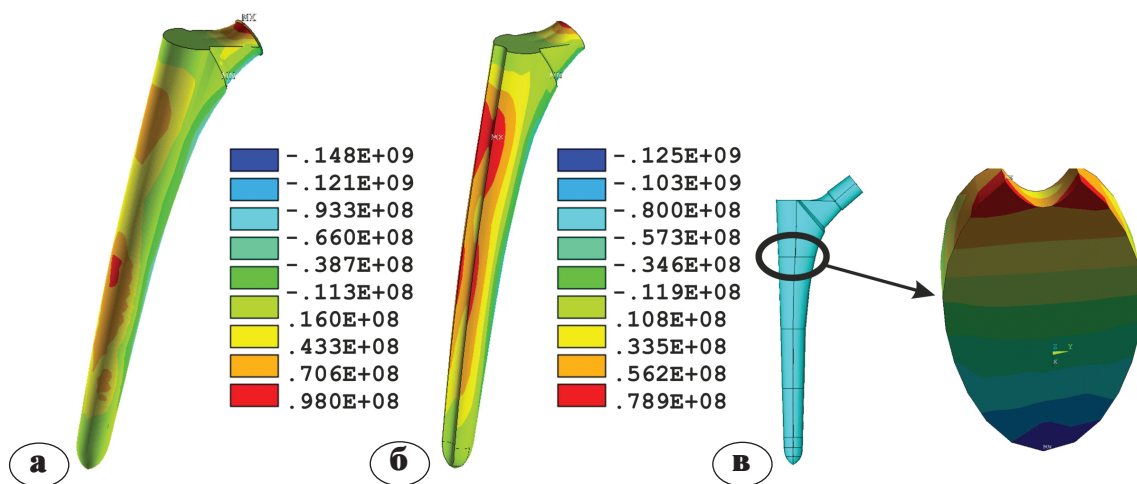


Рис. 7. Качественное распределение напряжений по длине ножки в коническом канале: а — без продольного паза; б — с продольным пазом; в — в сечении ножки с продольным пазом

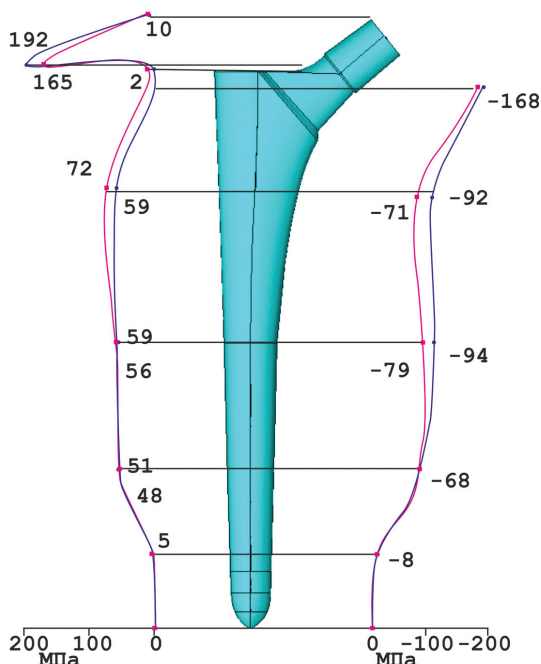


Рис. 8. Распределение осевых напряжений (σ_z , МПа) в ножках с проточкой (—◆—) и без проточки (---■---), установленных в канале цилиндрической формы

Выводы

1. Компьютерное моделирование позволило определить напряженно-деформированное состояние костных структур бедренной кости и механическое поведение модифицированной ножки эндопротеза тазобедренного сустава.

2. Математические расчеты показали, что при напряженно-деформированном состоянии смещения по оси центра головки бедренной кости и центра головки эндопротеза идентичны, но смещение головки бедра в латеральном направлении больше, чем смещение головки эндопротеза.

3. Величина напряжений в кортикальном слое эндопротезированной бедренной кости в области большого вертела значительно меньше, чем в кости без эндопротеза, а по мере приближения к истмусу показатели напряжения в кортикале кости без эндопротеза и с ножкой эндопротеза сближаются.

4. В бедренном компоненте эндопротеза при напряженно-деформированном состоянии максимальные растягивающие напряжения возникают с латеральной стороны в шейке конуса (190 МПа) и в верхней трети тела ножки (80 МПа), максимальные сжимающие напряже-

ния – с медиальной стороны в шейке (165 МПа) и в средней части ножки (100 МПа).

5. Напряженно-деформированное состояние ножки эндопротеза с продольным пазом и без него, установленной в цилиндрическом канале бедренной кости, не приводит к существенным изменениям напряженно-деформированного состояния костных структур, и уровень напряжений, возникающий в металле ножек, значительно ниже критического.

Литература

1. Вильямс Д.Ф., Рауф Р. Имплантаты в хирургии. М.: Медицина; 1978. 551 с.
Vil'yams D.F., Rauf R. Implantaty v khirurgii [Implants for surgery]. M.: Meditsina; 1978. 551 s.
2. Горбовец Н.А., Пятин И.Н., Мирошникова Ю.А. Релаксация напряжений и ползучесть в полимерных материалах, применяемых при эндопротезировании. Научные труды МАТИ им. К.Э. Циолковского. 2003; 6 (78):28-33.
Gorbovets N.A., Pyatin I.N., Miroshnikova YU.A. Relaksatsiya napryazheniy i polzuchest' v polimernykh materialakh, primenyayemykh pri endoprotezirovanii [Stress relaxation and creep in polymeric materials used in hip replacement]. Nauchnyye trudy MATI im. K.E. Tsiolkovskogo. 2003; 6 (78):28-33.

3. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2011. 704 с.
Zagorodniy N.V. Endoprotezirovaniye tazobedrennogo sustava [Hip arthroplasty]. M.: GEOTAR-Media; 2011. 704 s.
4. 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 им. Н.Н. Приорова. 2005; (3):3-10.
I'in A.A., Zagorodniy N.V., Mamonov A.M., Balberkin A.V., Karpov V.N., Makunin V.I., Magomedov K.H.M., Paltiyevich A.R. Obosnovaniye konstruktssii i issledovaniye biomekhanicheskogo povedeniya klinovidnoy nozhki tsementnoy fiksatsii endoprotezov tazobedrennogo sustava [Substantiation of a design and study of biomechanical behavior of cemented stem of hip endoprosthesis]. Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2005; (3):3-10.
5. Ильин А.А., Мамонов А.М., Карпов В.Н., Загородний Н.В., Балберкин А.В. Применение математического компьютерного моделирования при разработке и прогнозировании биомеханического поведения эндопротезов тазобедренного сустава. Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. 2009; (3):7-13.
I'in A.A., Mamonov A.M., Karpov V.N., Zagorodniy N.V., Balberkin A.V. Primeneniye matematicheskogo komp'yuternogo modelirovaniya pri razrabotke i prognozirovaniy biomekhanicheskogo povedeniya endoprotezov tazobedrennogo sustava [Mathematical modeling in the design and prediction of the biomechanical behavior of hip joint prosthesis]. Vestnik
- travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova. 2009; (3):7-13.*
6. Карлов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск: STT; 2001. 480 с.
Karlov A.V., Shakhov V.P. Sistemy vneshney fiksatsii i regulatorynyye mekhanizmy optimal'noy biomekhaniki [External fixation systems and regulatory mechanisms optimal biomechanics]. Tomsk: STT; 2001. 480 s.
7. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. Рига: Зинатне; 1980. 319 с.
Knets I.V., Pfafrod G.O., Saulgozis YU.ZH. Deformirovaniye i razrusheniye tverdykh biologicheskikh tkaney [Deformation and fracture of solid biological tissues]. Riga: Zinatne; 1980. 319 s.
8. Предварительный патент РК 20179. Тотальный бесцементный эндопротез тазобедренного сустава. Батпенев Н.Д., Раймагамбетов Е.К., Батпенев А.Н., Тулебаев Б.Е. Заявитель и патентообладатель НИИ травматологии и ортопедии МЗ РК. № 2006/1436.1; заявл. 27.12.06; опубл. 17.11.2008. Бюл. № 11.
Predvaritel'nyy patent RK 20179. Total'nyy bescementnyy endoprotez tazobedrennogo sustava [Cementless total hip arthroplasty]. Batpenov N.D., Raymagambetov Ye.K., Batpenov A.N., Tulebayev B.Ye. Zayavitel' i patentoobladatel' NII travmatologii i ortopedii MZ RK. № 2006/1436.1; zayavl. 27.12.06; opubl. 17.11.2008. Byul. № 11.
9. Bohm E.R. Employment status and personal characteristics in patients awaiting hip replacement surgery. Can. J. Surg. 2009; 52 (2):142-146.
10. Evans F. Mechanical properties of bone. Illinois: Springfield; 1973. 322 p.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Батпенев Нурлан Джумагулович – д.м.н., профессор, директор РГП на ПХВ «НИИ травматологии и ортопедии»
e-mail: niitokz@mail.ru;

Мамонов Андрей Михайлович – д.т.н., профессор технический директор инженерно-медицинского центра «МАТИ-Медтех» при ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского»

e-mail: mitom@implants.ru

Карпов Василий Николаевич к.т.н., доцент ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского»

e-mail: mitom@implants.ru

Левочкин Александр Алексеевич – к.т.н. научный сотрудник ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского»

e-mail: imt@implants.ru

Баймагамбетов Шалгинбай Абжанович – д.м.н. доцент, заместитель директора по клинической работе РГП на ПХВ «НИИ травматологии и ортопедии»

e-mail: shake_58@mail.ru;

Батпен Арман Нурланулы – докторант АО «Медицинский университет Астана»

e-mail: abatpen@yahoo.com.

Рукопись поступила 21.11.2012