

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ В КОСТНОЙ ТКАНИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПОСЛЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

В статье проводится анализ напряженно-деформированного состояния в костной ткани бедренной кости, которое возникает после бесцементного эндопротезирования тазобедренного сустава. В каждую из разработанных нами моделей бедренной кости с различными формами канала (конической и цилиндрической) имплантированы бедренные компоненты проксимального, промежуточного и дистального типов фиксации. Таким образом, получены результаты, отображающие «поведение» костной ткани в ответ на изменившиеся загрузки после эндопротезирования.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, канал бедренной кости, тип фиксации эндопротеза.

Введение

За последние два десятилетия конструкции для эндопротезирования тазобедренного сустава постоянно совершенствовались за счет использования новых технологий и материалов, что позволило улучшить результаты лечения и сократить число осложнений [2,4,5]. Однако, потеря костной ткани после эндопротезирования: перипротезный остеолитизис и асептическая нестабильность остаются значимыми. Национальным Институтом Здоровья данные явления были определены, как наиболее неблагоприятные факторы для долгосрочной стабильности эндопротеза [6, 9]. Частота развития перипротезного остеолитизиса по многим исследованиям превышает количество всех остальных осложнений [3,7].

Поддержание строения и качества нормальной кости зависит от баланса костеобразования и резорбции костной ткани, что координируется работой остеобластов и остеокластов. Адаптивное костное ремоделирование (стресс-шилдинг синдром) развивается в ответ на изменение механических нагрузок после эндопротезирования. В данном случае происходит перераспределение нагрузки и напряжений в костной ткани таким образом, что напряжения в кортикальной кости проксимальной части бедра уменьшаются и большая часть нагрузки проходит мимо данной области и передается через металлическую ножку на диафизарную часть [11]. Влияние стресс-шилдинга в отдаленные сроки на стабильность протеза до сих пор неизвестно. Поэтому, изучение особенностей напряжения в местах контакта

«кость-эндопротез» и особенности реакции костной ткани в ответ на эти напряжения позволит прогнозировать «поведение» костной ткани и определить прогноз долгосрочной фиксации ножки эндопротеза.

Цель работы. Изучить распределение напряжений в костной ткани вокруг ножки эндопротеза разного типа фиксации.

Материал и методы

С помощью метода конечных элементов была построена модель бедренной кости с цилиндрической и конической формой канала. При построении геометрической модели бедренной кости была взята модель тазобедренного сустава, разработанная в лаборатории биомеханики института им. проф. М.И. Ситенка. В основу построения положена методика создания модели по геометрическим сечениям, полученных из томографических снимков.

В данную модель имплантированы бедренные компоненты эндопротезов проксимального, промежуточного и дистального типов фиксации, отличающихся зоной наиболее прочной фиксации к костной ткани [2,8]. Полученные модели представлены на рис. 1. Относительно же канала бедренной кости были взяты формы каналов дымохода (индекс сужения костномозгового канала менее 3,0) и формы бокала шампанского (индекс сужения костномозгового канала более 4,7) со-



Рисунок 1. Модели ножек эндопротезов: а) проксимального; б) промежуточного; в) дистального типов фиксации.

гласно классификации Noble, как наиболее различающиеся между собой [10].

В расчетной модели учитывалась губчатая, компактная костная ткань и хрящевой слой. В моделях с эндопротезами дополнительно учитывались свойства металла и полиэтилена. В данном исследовании материал считался однородным и изотропным. При выборе свойств костных структур мы основывались на данных, наиболее часто встречающихся в литературе [1]. Используемые характеристики E – модуль упругости (модуль Юнга), ν – коэффициент Пуассона сведены в табл. 1.

Таблица 1

Механические характеристики используемых материалов

Ткань	E (МПа)	ν
Компактная кость	18350	0,3
Губчатая кость	330	0,3
Хрящ	10,5	0,49
Полиэтилен	1000	0,43
Сталь	21000	0,28

Основной нагрузкой является вес тела. Вес тела принимался равным $P = 700$ Н. Рассматривалось одноопорное стояние. Полученная конечно-элементная модель состоит из 38848 конечных элементов и имеет 62121 узлов. В качестве оценки напряженного состояния выбраны напряжения Мизеса, как наиболее информативный вид общего напряженного состояния.

Результаты и их обсуждение

Первоначальный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) был проведен для модели в норме. Анализ результатов показал (рис. 2 а), что наиболее напряженными участками бедренной кости является нижняя часть шейки бедренной кости, где напряжения Мизеса достигают 11,3 МПа, а также медиальная

(9,8 МПа) и латеральная сторона (8,3 МПа) диафиза бедренной кости. Из анализа распределения НДС в сечении бедренной кости можно заключить, что основную нагрузку несет кортикальный слой.

При моделировании канала бедренной кости конической формы или формы бокала шампанского с имплантированным бедренным компонентом проксимальной фиксации (рис. 2 б) ножка эндопротеза практически на всем протяжении ножки имеет контакт с костью с медиальной и латеральной стороны канала. Характер распределения НДС внутри бедренной кости изменился.

Основную нагрузку несет эндопротез. Зона с повышенным напряженным состоянием расположена практически вдоль всей медиальной стороны ножки эндопротеза. Более напряженной является внутренняя поверхность канала бедренной кости, где величина напряжений Мизеса на границе кортикальная кость-эндопротез равняется 18,9 МПа, а на границе губчатая кость-эндопротез 18,4 МПа.

При моделировании канала цилиндрической формы (рис. 2 в) анализ НДС показал, что зоны концентрации напряжений расположены в нижней части шейки эндопротеза, а также на медиальной и латеральной стороне бедренной кости. В шейке эндопротеза величина напряжений Мизеса равняется 19,2 МПа (11,3 МПа для модели в норме). Относительно распределения напряжений внутри бедренной кости появилась дополнительная зона концентрации напряжений (10,8 МПа) на границе контакта эндопротез-кость в месте контакта эндопротеза, со стороны шейки бедренной кости. Уровень напряженного состояния на наружной поверхности кортикального слоя с медиальной стороны повысился до 10,5 МПа, а на внутренней поверхности канала до 8 МПа. В данном случае появился вектор силы, действующий в поперечном направлении, как бы действующий «на излом».

Анализируя распределение напряжений в модели канала бедренной кости конической формы с имплантированным бедренным компонентом промежуточного типа фиксации (рис. 3 а), получили данные схожие с моделью ножки проксимального типа. В данной расчетной модели основную нагрузку несет эндопротез. Нагрузка распределена более равномерно как на медиальную, так и на латеральную стороны канала бедренной кости. Уровень напряженного состояния на границе кортикальная кость-эндопротез равняется 13,3 МПа, а на границе губчатая кость-эндопротез – 26,9 МПа.

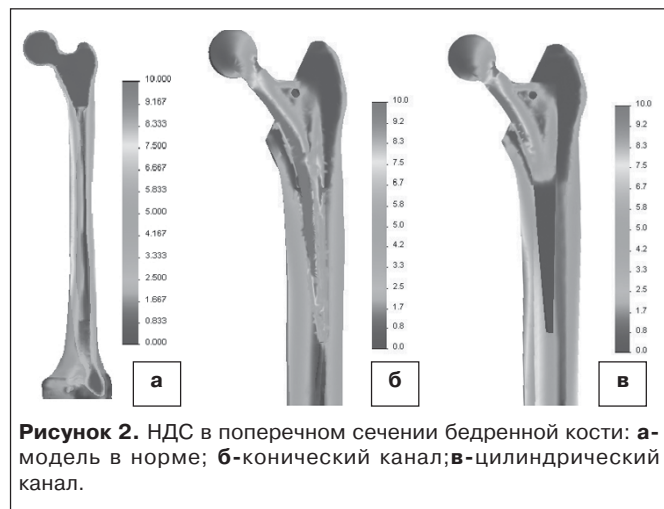


Рисунок 2. НДС в поперечном сечении бедренной кости: а-модель в норме; б-конический канал; в-цилиндрический канал.

В следующем варианте расчета использовалась ножка эндопротеза промежуточного типа фиксации, установленной в цилиндрический канал (рис. 3 б). Анализ НДС расчетной модели в поперечном сечении бедренной кости показал, что основную нагрузку в проксимальном отделе несет эндопротез, а в нижней части – кортикальная кость. Максимальный уровень напряженного состояния на границе эндопротез-губчатая кость равняется 21,3 МПа.

В следующем варианте расчета НДС использовался бедренный компонент эндопротеза дистальной фиксации при имплантации его в цилиндрический канал бедренной кости (рис. 4 а). С медиальной и латеральной стороны канала эндопротез имеет полный контакт с костью на протяжении всей длины ножки. В отличие от предыдущих моделей, значения напряжений Мизеса на медиальной и латеральной стороне бедренной кости понизились и равняются 8,5 МПа и 7,2 МПа соответственно. В шейке эндопротеза уровень напряженного состояния также понизился и равняется 12,9 МПа.

Характер распределения НДС и величины напряжений изменились внутри костной структуры по сравнению с предыдущими вариантами расчетов. В проксимальном отделе бедренной кости основную нагрузку несет эндопротез, а в дистальном отделе – кортикальная кость. Внутри канала распределение напряженного состояния равномерно и симметрично относительно сагиттальной плоскости. В месте окончания ножки эндопротеза, на наружной поверхности бедренной кости, расположены зоны концентрации напряжений на медиальной и латеральной сторонах. Максимальный уровень напряженного состояния на границе эндопротез-кортикальная

кость равняется 14,9 МПа, а эндопротез-губчатая кость – 12,6 МПа.

Анализ распределения НДС в канале бедренной кости конической формы с имплантированным бедренным компонентом дистального типа фиксации (рис. 4 б) показал, что зоны с повышенным напряженным состоянием расположены в дистальном отделе бедренной кости. Медиальная сторона как эндопротеза, так и канала более напряженная, чем латеральная. Максимальный уровень напряженного состояния на границе эндопротез-кортикальная кость равняется 13,8 МПа и находится в зоне контакта кончика эндопротеза с каналом с медальной стороны. Уровень напряженного состояния на границе контакта эндопротез-губчатая кость равняется 13,9 МПа.

Выводы

Напряжения в костной ткани бедренной кости и ножки эндопротеза значительно изменяются в зависимости от формы канала бедренной кости и типа фиксации имплантата. Наибольшие напряжения испытывает костная ткань при их несоответствии.

В моделях конического канала с имплантированными бедренными компонентами проксимального и метафизарного типов фиксации и в модели цилиндрического канала с ножкой дистальной фиксации основную нагрузку несет конструкция, а распределение напряжений в костной ткани происходит равномерно.

При несоответствии формы канала бедренной кости и типа фиксации бедренного компонента максимальную нагрузку испытывает область шейки эндопротеза и бедренная кость в области дистальной части ножки, что может быть

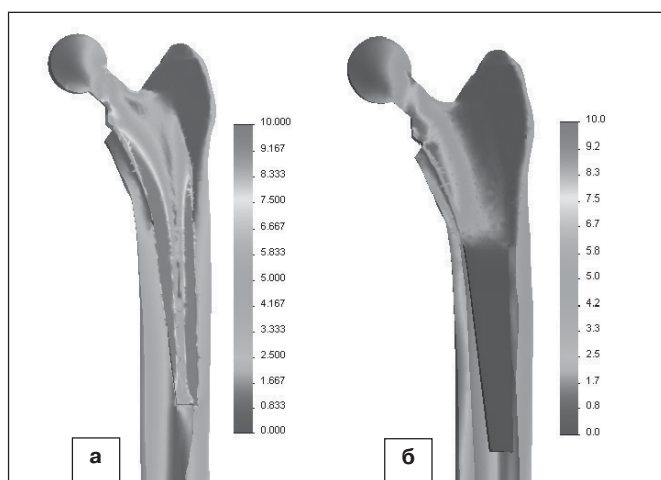


Рисунок 3. НДС в поперечном сечении бедренной кости при использовании ножки промежуточного типа фиксации: а- конический канал; б- цилиндрический канал.

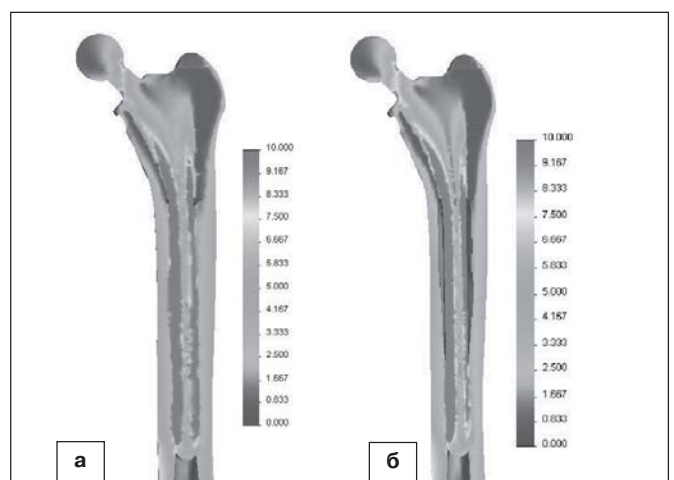


Рисунок 4. НДС в поперечном сечении бедренной кости при использовании ножки дистального типа фиксации: а- конический канал; б- цилиндрический канал.

причиною розвитку стресс-шилдинг синдрому или привести к развитию асептической нестабильности ножки эндопротеза.

Литература

1. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. — Рига: Зинатне, 1980. — 320 с.
2. A quantitative analysis of bone support comparing cementless tapered and distal fixation total hip replacements. / J.L. Howard, A. J. Hui, R. B. Bourne.[et all.] // J.Arthroplasty. — 2004. — Vol. 19. — Issue 3, P. 266-273.
3. Femoral bone density changes after THA with uncemented taper-design stem: a five year follow-up study. Rocco P.Pitto, A.Hayward, C.Walker, V.B.Shim.// Int.Orthopaedics (SICOT). — 2010. — Vol. 34. — P.783-787.
4. Kim Y.-H. Long-term results of the cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis. /Y.-H. Kim. // J Bone Joint Surg. Br. — 2005. — Vol. 87-B. — Issue 5. — P. 623-627.
5. Long-term Results for the Uncemented Zweymuller/Alloclassic Hip Endoprosthesis: A 15-Year Minimum Follow-Up of 320 Hip Operations. / A.Suckel, F.Geiger, L.Kinzl // J.Arthroplasty. — 2008. P.35-38.
6. NIH Consensus Development Panel on Total Hip Replacement./NIH consensus conference: total hip replacement.// JAMA. — 1995. — Vol.273. — P.1950—1956.
7. Periprosthetic bone density after implantation of custommade femoral component. A five-year follow-up./ U.G.Leichtle, C.I.Leichtle, B.Schmidt [et all.] // JBJS Br. — 2006. — Vol.88-B. — P.467-471.
8. Reaveny T.M. Mechanical consequences of bone ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement. /T.M.Reaveny, D.L.Bartel. //J Bone Joint Surg. Am. — 1995. — Vol.77. — P. 911-923.

9. R. Dattani./Femoral osteolysis following total hip replacement.// Postgrad Med J. — 2007. — Vol. 83. — P.312-316.
10. The anatomic basis of femoral component design. /P.C.Noble, J.W. Alexander, L.J. Lindahl [et all.] // Clin. Orthop. — 1988. — Vol. 235. — P.148-165.
11. The Long-Term Clinical relevance of calcar atrophy caused by stress-shielding in total hip arthroplasty. A 10-year, prospective, randomized study. /T.Karachalios, C.Tsatsaronis, G.Efraimis, [et all.] // J of Arthroplasty. — 2004. — Vol.19. — P.224-229.

Реферат

**В.А.Філіппенко, А.В.Яресько,
О.А.Подгайська, А.И.Жигун**

Аналіз напружено-деформованого стану кісткової тканини стегнової кістки після ендопротезування кульшового суглоба

У статті проводиться аналіз напружено-деформованого стану кісткової тканини стегнової кістки, який виникає після безцементного ендопротезування кульшового суглоба. В кожну з розроблених нами моделей стегнової кістки з різними формами каналу (конічної і циліндричної) імплантовані стегнові компоненти проксимального, проміжного і дистального типів фіксації. Таким чином отримано результати, що відображають "поведінку" кісткової тканини у відповідь на зміну навантаження після ендопротезування.

Ключові слова: напружено-деформований стан, канал стегнової кістки, тип фіксації ендопротеза.

Resume

**V.A.Filippenko, A.V.Yaresko,
O.A.Podgaiskaya, A.I.Gigun**

Analysis of Stress-Deformed State of the Bone Tissue the Femur after Endoprosthesis of the Hip Joint

In this article we carried out the analysis of bone tissue tensions that appear after total cementless hip arthroplasty. We designed the models of femur with different shapes of femoral canal (champagne-fluted and stovepipe). In each of models stem with proximal, metaphyseal and distal type of fixation were implanted. Thus, results were obtained that showed distribution of tensions after total hip arthroplasty.

Key words: stress-strain state, the channel of the femur, the type of fixation of endoprosthesis.