УДК 617.581-089.843: 539.4.014

ЛОСКУТОВ О.А.[1], ЛЕВАДНЫЙ Е.В.[2]
[1]Днепропетровская медицинская академия
[2]Днепропетровский национальный университет им. О. Гончара

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ СИСТЕМЫ «БЕДРЕННАЯ КОСТЬ — ИМПЛАНТАТ» ПРИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ НАГРУЗКАХ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Резюме. *Отмечая высокую эффективность эндопротезирования тазобедренного сустава, следует принимать во внимание негативные последствия, связанные с нарушением биомеханического баланса в системе «кость — эндопротез» в процессе его эксплуатации, и в частности бедренного компонента.* ***Цель исследования:*** *анализ напряженного состояния бедренной кости и ножки эндопротеза с метафизарно-диафизарным типом фиксации при различных уровнях костномозгового канала бедренной кости.* ***Материалы и методы.*** *Методом конечных элементов проведен численный анализ напряженного состояния бедренной кости и ножки эндопротеза с метафизарно-диафизарной фиксацией системы «ОРТЭН» при различных типах ее фиксации в костномозговом канале бедренной кости под действием функциональных нагрузок для прогнозирования эксплуатационной надежности эндопротеза. При фиксации эндопротеза размеры канала в области фиксации принимались на 1 мм меньше размера ножки имплантата.* ***Результаты.*** *Расчеты показали, что напряженное состояние ножки эндопротеза определяется сочетанием изгибающего момента во фронтальной плоскости и силы сжатия в осевом направлении. С латеральной стороны ножки и шейки формируются растягивающие напряжения, а с медиальной — сжимающие, причем абсолютная величина растягивающих напряжений на одном и том же уровне ножки несколько меньше, чем сжимающих. Значения напряжений на латеральной и медиальной стороне отличаются в среднем на 8 %. Выявлено, что для данного вида ножки эндопротеза тазобедренного сустава наиболее опасным является чисто диафизарный тип фиксации, поскольку может привести к усталостному перелому ножки, особенно малого размера. При метафизарном типе фиксации, а также при опоре на калькар значения напряжений значительно снижаются. Выявлено, что с латеральной стороны кости возникают растягивающие напряжения, а с медиальной — сжимающие (растягивающие напряжения меньше сжимающих на 13 %). При диафизарном, а также диафизарно-дистально-метафизарном типе фиксации большая часть нагрузки на введенную ножку обходит проксимальную часть бедренной кости и передается непосредственно на ее диафиз, вследствие чего возможно развитие проксимального stress-shielding-эффекта и гипертрофии кости. При моделировании установки эндопротеза в канал бедренной кости площадь контакта имплантата с костью строго определяется типом фиксации ножки эндопротеза. Расчеты показали, что приемлемая картина распределения напряжений в бедренной кости достигается в случае площади контакта ножки эндопротеза с костью ≥ 50 %.* ***Выводы.*** *В зависимости от уровня фиксации в бедренной кости прямой ножки квадратного профиля эндопротеза системы «ОРТЭН» с метафизарно-диафизарным типом фиксации эквивалентные напряжения по Мизесу в эндопротезе меняются в широких пределах— от 30,6 до 195 МПа, а в костной ткани их изменения незначительные — от 6,4 до 7,9 МПа. В случае диафизарной фиксации ножки эндопротеза данного вида возможна концентрация напряжений в дистальном отделе кости, что приводит к ее гипертрофии и развитию stress-shielding-эффекта.*

Ключевые слова: *эндопротезирование, бедренный компонент эндопротеза тазобедренного сустава, бедренная кость, численное моделирование, напряженное состояние, метод конечных элементов.*

© Лоскутов О.А., Левадный Е.В., 2015
© «Травма», 2015
© Заславский А.Ю., 2015

Введение

К настоящему времени эндопротезирование (ЭП) тазобедренного сустава (ТБС) достигло такого уровня, когда замена сустава в подавляющем большинстве случаев удовлетворяет ортопеда и пациента. Имплантация искусственного сустава позволяет устранить болевой синдром, восстановить функцию сустава и опороспособность конечности [1–3]. Отмечая высокую эффективность эндопротезирования, следует принимать во внимание также и возможные негативные последствия этой операции, связанные в основном с разными отдаленными неблагоприятными последствиями, возникающими через 5–12 лет после установки эндопротеза ТБС [4]. В частности, в отношении бедренной кости отметим следующее: 1) в местах локальной концентрации напряжений можно наблюдать увеличение плотности и объема костной ткани относительно нормального состояния — стрессовое ремоделирование (*stress-shielding*-эффект); 2) при исключении каких-либо объемов костных структур, связанных с дефектами или деформацией бедренной кости, из процесса передачи нагрузок возможны атрофия и лизис костной ткани бедренной кости. При этом для бедренного компонента эндопротеза возможны расшатывание ножки в кости (асептическая нестабильность), а также ее усталостный перелом.

В связи с вышеперечисленным одним из важнейших этапов разработки конструкций эндопротезов является биомеханическое обоснование их работоспособности и эксплуатационной надежности [5, 6]. Основными факторами, влияющими на длительность работы биомеханической системы «кость — имплантат», является первичная стабильная фиксация ножки эндопротеза в кости, а также отсутствие опасного уровня напряжений в эндопротезе и костных структурах. Поэтому оценка характера напряженно-деформированного состояния (НДС) и механического поведения всех элементов этой биомеханической системы под действием функциональных нагрузок необходима для обеспечения длительной эксплуатации эндопротеза. В настоящее время наиболее распространенным и эффективным методом анализа НДС и механического поведения сложных многокомпонентных систем гетерогенного строения является метод конечных элементов (МКЭ) [7, 8].

Цель исследования — провести при функциональных нагрузках численный анализ напряженного состояния бедренной кости и ножки эндопротеза с метафизарно-диафизарной фиксацией системы «ОРТЭН» при различных типах ее фиксации в костномозговом канале бедренной кости для прогнозирования эксплуатационной надежности эндопротеза.

Материал и методы

Численный анализ напряженного состояния, возникающего при функциональных нагрузках в системе «кость — имплантат» при различных уровнях фиксации эндопротеза в кости, проводился с использованием программного комплекса (ПК), базирующегося на методе конечных элементов (МКЭ). По снимкам компьютерной томографии с толщиной среза 0,75 мм в среде компьютерного моделирования Slicer была построена стереолитографическая модель (STL-модель) бедренной кости. После импортирования этой модели в пакет прикладных программ SolidWorks была получена геометрическая твердотельная трехмерная модель кости (рис. 1а). Параметры геометрической модели бедренного компонента ЭП ТБС строго соответствовали их реальным размерам. Геометрические модели строились для эндопротезов с квадратным профилем для

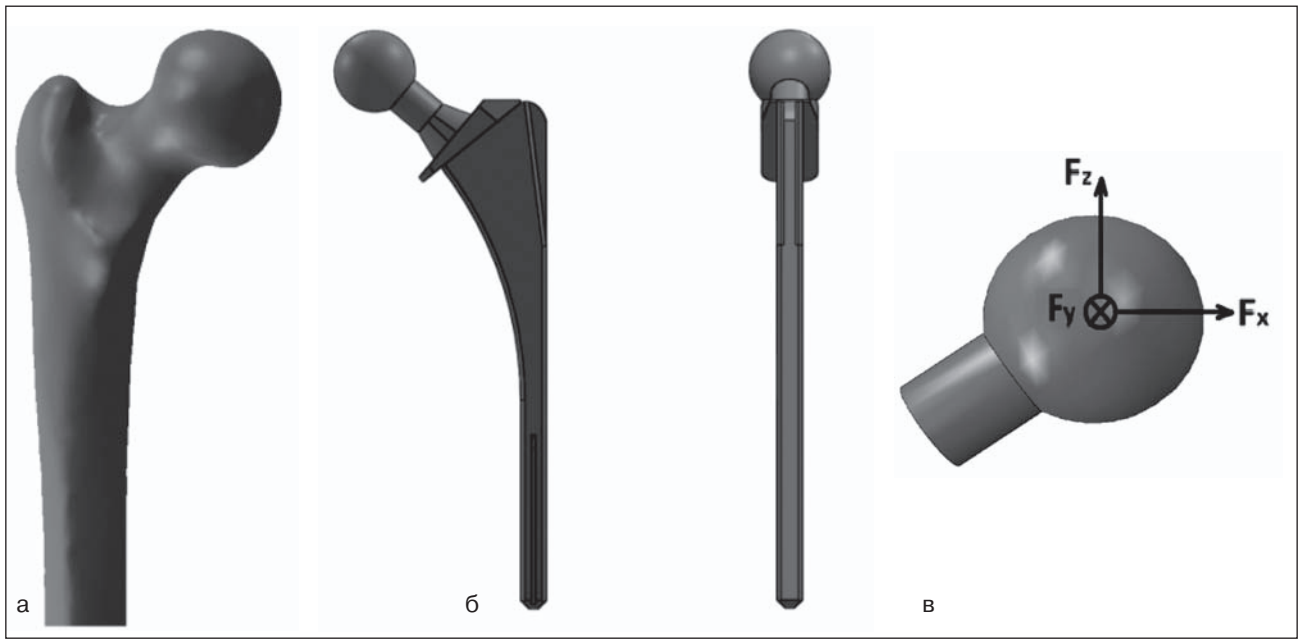


Рисунок 1. Геометрические модели: а) бедренная кость; б) эндопротез; в) реакции на нагрузку, действующую на головку эндопротеза бедренной кости

Таблица 1. Механические характеристики моделируемых систем

Наименование материала	Модуль упругости (ГПа)	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (МПа)	
Титан ВТ6	115	0,32	1050	
Кортикальная кость	17	0,3	На сжатие	На растяжение
			160	100
Спонгиозная кость	1,5	0,3	10	5

первичной бесцементной фиксации преимущественно диафизарного типа фиксации системы «ОРТЭН» (рис. 1б), разработанных на кафедре травматологии и ортопедии Днепропетровской медицинской академии.

Расчетная модель

Величина нагрузки для данной задачи принималась в соответствии с типоразмером ножки бедренного компонента эндопротеза. Численный анализ напряжений в ножках эндопротезов рассматриваемого вида, а также в бедренной кости проводился под действием расчетной нагрузки при весе тела человека 700 Н (F_x = 362 Н; F_y = 224 Н; F_z = 1575 Н [9]), где x — фронтальная ось; y — сагиттальная ось; z — вертикальная ось (рис. 1в).

При проведении расчетов коэффициент трения для контактной пары «кость — ножка» эндопротеза был принят равным μ = 0,3. Механические характеристики компонентов системы по данным литературы [4, 10] приведены в табл. 1.

Очевидно, что каналы различных бедренных костей отличаются по своей форме и плотность контакта между поверхностью имплантата и стенками канала по его длине оказывается неодинаковой. В связи с этим одним из способов достижения хорошего результата эндопротезирования является тщательный подбор формы и типоразмера бедренного компонента эндопротеза ТБС при предоперационном планировании. При фиксации эндопротеза размеры канала в области фиксации принимались на 1 мм меньше размера ножки имплантата.

На рис. 2 показаны используемые в расчете зоны крепления ножки стандартного эндопротеза, размещенные в проксимальном отделе бедренной кости.

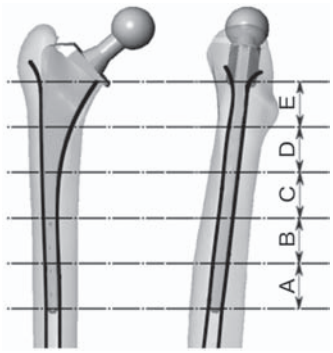
Результаты численного анализа

На рис. 3, 4, согласно приведенным на рис. 2 девяти вариантам фиксации, представлены распределения и значения эквивалентных напряжений по Мизесу в ножке эндопротеза и в бедренной кости.

Напряженное состояние ножки эндопротеза определяется сочетанием изгибающего момента во фронтальной плоскости и силы сжатия в осевом направлении. С латеральной стороны ножки и шейки формируются растягивающие напряжения, а с медиальной — сжимающие, причем абсолютная величина растягивающих напряжений на одном и том же уровне ножки несколько меньше, чем сжимающих. Для ножки эндопротеза значения напряжений на латеральной и медиальной стороне отличаются в среднем на 8 %, для бедренной кости разница составляет уже 13 %.

При диафизарном типе фиксации ножки (A, AB, ABC) с переходом в диафизарно-дистально-матафизарный тип (ABCD) максимальные напряжения в имплантате локализованы с медиальной стороны в зоне контакта диафизарного отдела ножки эндопротеза и кортикальной кости (рис. 3).

При метафизарно-диафизарном типе фиксации ножки (ABCDE), при метафизарно-проксимально-диафизарном (BCDE) и метафизарном (CDE) типе, при опоре на калькар и метафиз (DE) и, наконец, только при опоре на калькар (E) напряжения равномерно распределены с латеральной и медиальной стороны, начиная метафизарной и заканчивая диафизарной частью ножки. Максимальная величина растягивающих напряжений наблюдается с латеральной стороны в шейке конуса для фиксации головки бедренного компонента. Максимальные сжимающие напряжения



Зона фиксации	Тип фиксации
E	Опора на калькар
DE	Опора на калькар и метафиз
CDE	Метафизарный
BCDE	Метафизарно-проксимально-диафизарный
ABCDE	Метафизарно-диафизарный
ABCD	Диафизарно-дистально-метафизарный
ABC	Диафизарный
AB	Диафизарный
A	Диафизарный

Рисунок 2. Типы фиксации бесцементной ножки эндопротеза «ОРТЭН» в различных зонах костномозгового канала

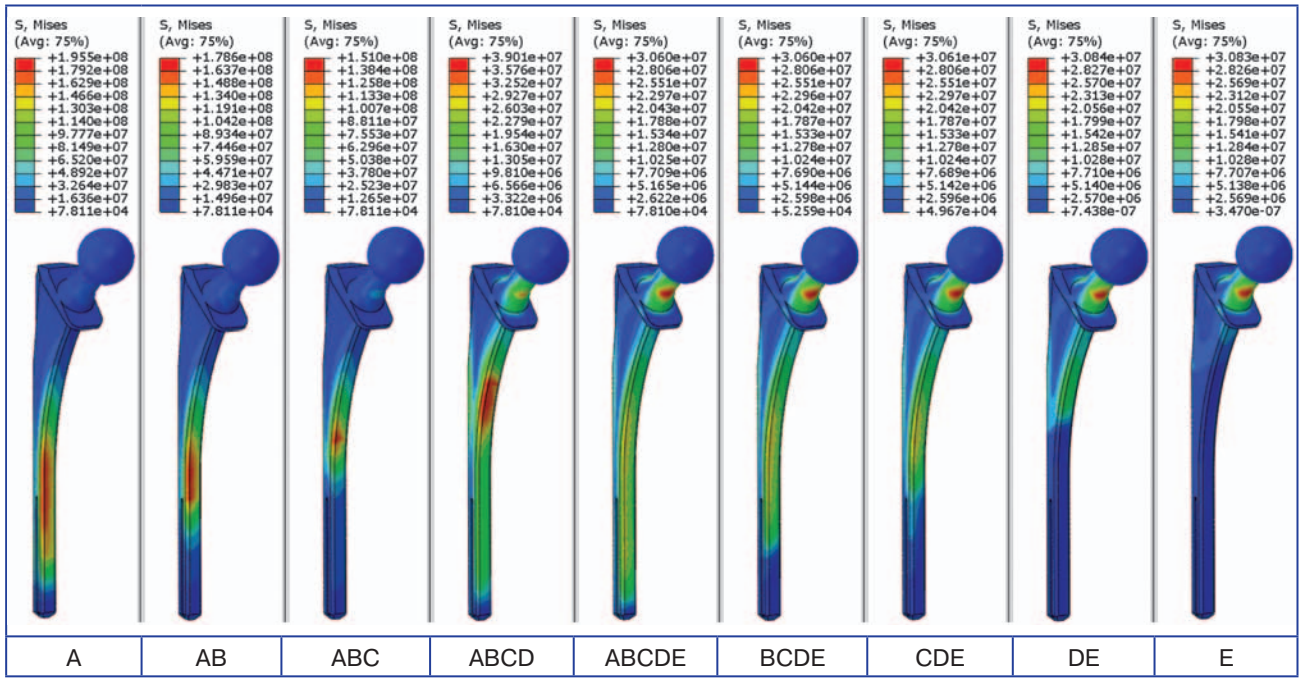


Рисунок 3. Распределение эквивалентных напряжений на медиальной стороне ножки эндопротеза при различных типах фиксации

возникают с медиальной стороны в шейке и в средней части ножки (DE). Также выявлена область концентрации напряжений в зоне калькара. Важную роль играет наличие у эндопротеза калькара. Калькар увеличивает стабильность бесцементной ножки, что исключает подвижность бедренного компонента, которая может быть причиной развития асептической нестабильности бедренного компонента (рис. 3), а также способствует нормализации передачи нагрузки на проксимальный отдел бедренной кости.

Увеличение площади контакта ножки с кортикальной костью приводит к увеличению жесткости системы «кость — имплантат», вследствие чего изгиб ножки под нагрузкой несколько уменьшается (рис. 3), а максимальные растягивающие и сжимающие напряжения в теле ножки снижаются.

Подобно ножке эндопротеза, напряженное состояние бедренной кости обусловлено сочетанием изгибающего момента во фронтальной плоскости и силы сжатия в осевом направлении. При этом с латеральной стороны кости возникают растягивающие напряжения, а с медиальной — сжимающие. Растягивающие напряжения меньше сжимающих (рис. 4). Также следует отметить, что при анализе напряженного состояния кости большую опасность представляют растягивающие напряжения, поскольку прочностные свойства при растяжении ~ в 1,6 раза меньше, чем при сжатии.

Максимальные напряжения в кости локализованы с медиальной стороны в зоне контакта диафизарного отдела ножки эндопротеза и кортикальной кости.

При диафизарном (A, AB, ABC), а также диафизарно-дистально-метафизарном (ABCD) типах фиксации большая часть нагрузки на введенную ножку обходит проксимальную часть бедренной кости и передается непосредственно на ее диафиз, вследствие чего возможно развитие проксимального *stress-shielding*-эффекта. При метафизарно-проксимально-диафизарном (BCDE) и метафизарном (CDE) типах фиксации, при опоре на калькар и проксимальный метафиз (DE) и при опоре только на калькар (E) напряжения распределены соответственно с латеральной и медиальной стороны в верхней трети бедренной кости достаточно равномерно и исключают *stress-shielding*-эффект. При метафизарном типе фиксации и при опоре на калькар появляются сжимающие напряжения в кости, сосредоточенные в области дуги Адамса и опорного воротничка.

Из полученных результатов видно, что для стандартной конструкции ножки эндопротеза тазобедренного сустава наиболее опасным является чисто диафизарный тип фиксации. Более того, для стандартных эндопротезов такой тип фиксации неприемлем, поскольку может привести к усталостному перелому ножки, особенно малого размера. Отметим также, что в зависимости от типа фиксации имплантата максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в стандартных эндопротезах изменяются в пределах 31–195 МПа.

Для остальных типов фиксации результаты расчетов показывают, что при выбранных параметрах системы «кость — имплантат» максимальные напряжения в элементах сборки не превышают предела текучести материала и все элементы системы работают в области упругой деформации. Уровень напряжений в имплантатах при нормальной эксплуатации и действующих функциональных нагрузках значительно ниже опасного. В качестве опасного уровня напряжений в данном случае принимается предел выносливости металла (сопротивление усталости при циклическом нагру-

жении), который для титана ВТ-6, применяемого для производства силовых элементов имплантатов, составляет не менее 350 МПа. Таким образом, эти конструкции обеспечивают достаточный запас надежности.

Также следует отметить, что при моделировании установки эндопротеза в канал бедренной кости площадь контакта имплантата с костью строго определяется типом его фиксации. При приложении нагрузки к эндопротезу из-за изгиба последнего площадь контакта ножки и кости уменьшается. На рис. 5 для стандартной ножки приведены относительные зависимости (в %) площади контакта ножки и кости от типа фиксации эндопротеза при его установке и при последующем нагружении.

Таким образом, при достижении контакта ножки с костью ≥ 50 % обеспечивается приемлемая картина распределения напряжений в бедренной кости, что влечет за собой недопущение появления нежелательного *stress-shielding*-эффекта, а также достаточные коэффициенты запаса прочности для ножки эндопротеза.

Выводы

1. Выполнен численный анализ напряженного состояния, возникающего при функциональных нагрузках в системе «кость — бедренный компонент эндопротеза ТБС» с метафизарно-диафизарным типом фиксации при различных типах фиксации в костномозговом канале бедренной кости.

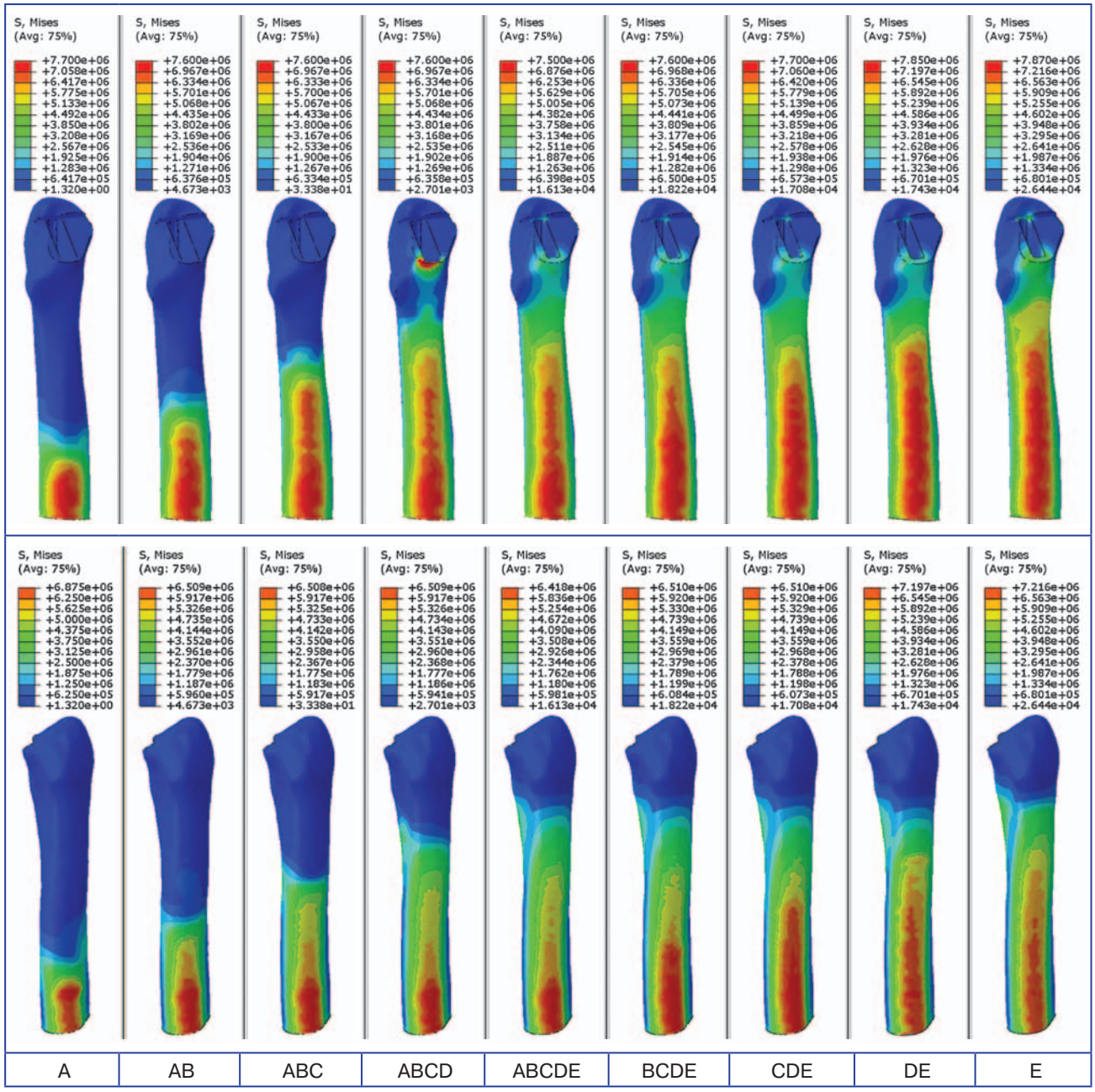


Рисунок 4. Распределение эквивалентных напряжений на медиальной и латеральной стороне бедренной кости при различных типах фиксации ножки эндопротеза

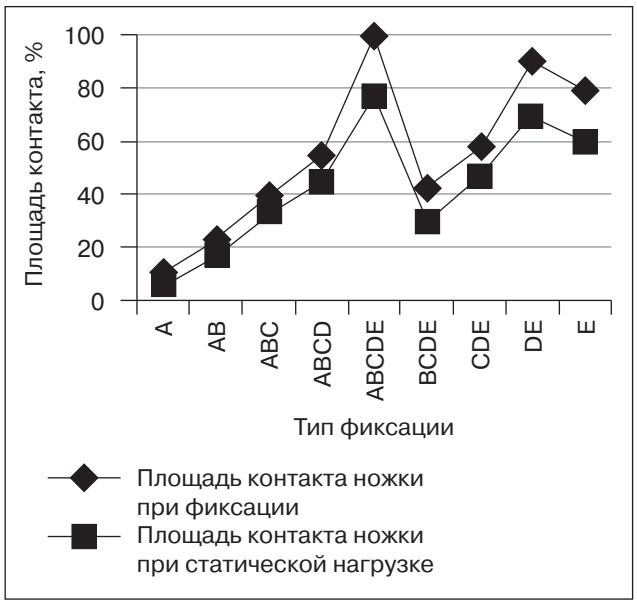


Рисунок 5. Относительные зависимости площади контакта стандартной ножки и кости от типа фиксации эндопротеза при его установке и последующем нагружении

2. Установлено, что независимо от уровня фиксации ножки эндопротеза максимальные растягивающие напряжения возникают на латеральной поверхности ножки и кости, а максимальные сжимающие напряжения, которые по абсолютной величине больше растягивающих, возникают на медиальной поверхности. В зависимости от типа фиксации эквивалентные напряжения по Мизесу в эндопротезе меняются в широких пределах — 30,6–195,5 МПа, в костной ткани их изменения незначительны — 6,4–7,9 МПа.

3. В случае диафизарной фиксации ножки возможна концентрация напряжений в дистальном отделе кости, что может привести к ее гипертрофии и *stress-shielding*-эффекту.

4. В случае метафизарной фиксации ножки напряжения распределены по кости равномерно, что исключает их чрезмерную концентрацию, а также возникновение и развитие асептического расшатывания (нестабильности бедренного компонента).

5. Установлены зависимости площадей контакта стандартной ножки с костью от типа фиксации бедренного компонента эндопротеза на момент его установки, а также при последующем его нагружении.

Список литературы

1. *Корж А.А. Ортопедия в Украине на рубеже столетий / А.А. Корж // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2000. — № 1. — С. 5-9.*
2. *Гайко Г.В. Стан та перспективи протезування суглобів / Г.В. Гайко, Ю.В. Поляченко, О.І. Рибачук // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2000. — № 2. — С. 71-72.*
3. *Корж Н.А. Проблема эндопротезирования суставов в Украине и пути ее решения / Н.А. Корж, В.А. Филиппенко, В.А. Танькут // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 2. — С. 5-9.*
4. *Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава / Под ред. проф. А.Е. Лоскутова. — Днепропетровск: Лира, 2010. — 344 с.*
5. *Олейник А.Е. Биомеханический анализ конструкции бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы «ОРТЭН» / Олейник А.Е., Красовский В.Л., Лоскутов О.А. // ОТП. — 2009. — № 1. — С. 17-25.*
6. *Анализ напряженно-деформированного состояния в костной ткани бедренной кости после эндопротезирования тазобедренного сустава / В.А. Филиппенко, А.В. Яресько, О.А. Подгайская, А.И. Жигун // Літопис травматології та ортопедії. — 2012. — № 1–2 (23–24). — С. 86-89.*
7. *Петренко Д.Є. Профілактика ранньої асептичної нестабільності ніжки ендопротеза кульшового суглоба: Автореф. дис... канд мед. наук.: спец. 14.01.21. «травматологія та ортопедія» / Д.Є. Петренко. — Харків, 2004. — 20 с.*
8. *Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике / О. Зенкевич. — М.: Мир, 1975. — 542 с.*
9. *Hip contact forces and gait patterns from routine activities / G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller [et al.] // J. Biomechanics. — 2001. — Vol. 34. — P. 859-871.*
10. *Brown T.D. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur / T.D. Brown, J.A. Ferguson // J. ActaOrthop. Scand. — 1980. — Vol. 51, Issue 3. — P. 429-437.*

Получено 18.09.15

Лоскутов О.О.[1], Левадний Є.В.[2]
[1]Дніпропетровська медична академія
[2]Дніпропетровський національний університет імені Олеся Гончара

АНАЛІЗ НАПРУЖЕНОГО СТАНУ ЕЛЕМЕНТІВ СИСТЕМИ «СТЕГНОВА КІСТКА — ІМПЛАНТАТ» ПІД ЧАС ФУНКЦІЙНИХ НАВАНТАЖЕНЬ ЕНДОПРОТЕЗА ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА

Резюме. Відзначаючи високу ефективність ендопротезування тазостегнового суглоба, потрібно брати до уваги негативні наслідки, пов'язані з порушенням біомеханічного балансу в системі «кістка — ендопротез» під час його експлуатації, і зокрема стегнового компонента. Мета дослідження: аналіз напруженого стану стегнової кістки й ніжки ендопротеза з метафізарно-діафізарним типом фіксації на різних рівнях кістковомозкового каналу стегнової кістки. **Матеріали і методи.** Методом кінцевих елементів здійснено чисельний аналіз напруженого стану стегнової кістки та ніжки ендопротеза з метафізарно-діафізарною фіксацією системи «ОРТЕН» на різних рівнях її фіксації в кістковомозковому каналі стегнової кістки під дією функційних

навантажень для прогнозування експлуатаційної надійності ендопротеза. Під час фіксації ендопротеза розміри каналу в області фіксації бралися на 1 мм менше розміру ніжки імплантата. **Результати.** Розрахунки доводять, що напружений стан ніжки ендопротеза визначається поєднанням згинального моменту у фронтальній площині й сили стиснення в осьовому напрямі. Із латеральної сторони ніжки і шийки формуються напруження, що розтягують, а з медіальної — що стискають, абсолютна величина розтягуючих напружень на одному й тому ж рівні ніжки дещо менша, ніж стискаючих. Значення напружень на латеральній та медіальній стороні відрізняються в середньому на 8 %. Виявлено, що для такого виду ніжки ендопротеза тазостегнового суглоба найнебезпечнішим є діафізарний тип фіксації, оскільки може сприяти «втомленому» перелому ніжки, зокрема малого розміру. При метафізарному типі фіксації, а також опорі на калькар значення напружень значно знижуються. З'ясовано, що з латеральної сторони кістки виникають розтягуючі напруження, а з медіальної — стискаючі (розтягуючі напруження менше стискаючих на 13 %). За умов діафізарного, діафізарно-дистально-метафізарного типів фіксації значна частина навантаження на введену ніжку обходить проксимальну частину стегнової кістки й передається безпосередньо на її діафіз, унаслідок чого можливий розвиток проксимального *stress-shielding*-ефекту і гіпертрофії кістки. При моделюванні установки ендопротеза в канал стегнової кістки площа контакту імплантату з кісткою чітко визначається типом фіксації ніжки ендопротеза. Розрахунки доводять, що прийнятна картина розподілу напружень в стегновій кістці досягається, якщо площа контакту ніжки ендопротеза з кісткою ≥ 50 %. **Висновки.** Залежно від рівня фіксації в стегновій кістці прямої ніжки квадратного профілю ендопротеза системи «ОРТЕН» з метафізарно-діафізарним типом фіксації еквівалентні напруження за Мізесом в ендопротезі змінюються в межах від 30,6 до 195 МПа, а в кістковій тканині їх зміни — від 6,4 до 7,9 МПа (незначні). У випадку діафізарної фіксації ніжки ендопротеза даного виду можлива концентрація напружень у дистальному відділі кістки, що призводить до її гіпертрофії й розвитку *stress-shielding*-ефекту.

Ключові слова: ендопротезування, стегновий компонент ендопротеза тазостегнового суглоба, стегнова кістка, чисельне моделювання, напружений стан, метод кінцевих елементів.

Loskutov O.O.[1], Levadnyi Ye.V.[2]
[1]Dnipropetrovsk Medical, Dnipropetrovsk
[2]Dnipropetrovsk National University named after Oles Honchar, Dnipropetrovsk, Ukraine

ANALYSIS OF THE STRESS STATE OF THE «HIP — IMPLANT» SYSTEM ELEMENTS IN FUNCTIONAL LOADS ON HIP ENDOPROSTHESIS

Summary. Despite the high performance of hip replacement, we should take into account the negative consequences associated with a violation of the biomechanical balance in «bone — endoprosthesis» system during its operation, and in particular of the femoral component. Objective of the study: analysis of the stress state of the femur and stem of prosthesis with metaphyseal-diaphyseal fixation type at different levels of femoral medullary canal. Materials and methods. Using finite element method, there has been carried out the numerical analysis of the stress state of the hip and stem of prosthesis with metaphyseal-diaphyseal fixation of ORTEN system for different types of its fixation in the medullary canal of the femur, under the influence of functional loads to predict the operational reliability of the endoprosthesis. When fixing the implant, dimensions of the canal in the place of fixation were taken 1 mm smaller than the size of stem of prosthesis. Results. Calculations have shown that stress state of stem of prosthesis is determined by a combination of bending moment in the frontal plane and the compression force in the axial direction. On the lateral side of stem and neck, there are formed tensile stresses, and on medial one — compressive, and the absolute value of the tensile stress at the same level of the stem is somewhat smaller than compressive. The values of the stress on the lateral and medial sides differ on average by 8 %. It was found that for this type of stem of hip prosthesis, diaphyseal type of fixation is the most dangerous one, because it can lead to a stress fracture of the stem, especially small. In metaphyseal fixation type, as well as in support on calcar, stress values are significantly reduced. It was discovered that from the lateral side of the bone, tensile stresses occur, and from the medial one — compressive (tensile stress is 13 % less than compressive one). In diaphyseal, as well as in diaphyseal-distal-metaphyseal type of fixation, the most of the load on the stem bypasses the proximal femur and is transmitted directly to its diaphysis, thereby development of the proximal *stress-shielding* effect and bone hypertrophy become possible. When modeling the positioning of endoprosthesis in the femoral canal, the area of implant contact with the bone is strictly determined by the type of fixation of the prosthesis stem. Calculations have shown that an acceptable situation of the distribution of stresses in the femur is achieved when the area of the contact of endoprosthesis stem with the bone is ≥ 50 %.

Conclusions. Depending on the level of fixation in the femoral bone of the square section of endoprosthesis by ORTEN system with metaphyseal-diaphyseal fixation type, Mises equivalent stresses in the endoprosthesis vary widely from 30.6 to 195 MPa, and in the bone tissue their changes are minor — from 6.4 to 7.9 MPa. In case of diaphyseal fixation of stem endoprosthesis of this type, there is a possibility of stress concentration in the distal bone, which leads to its hypertrophy and the development of *stress-shielding* effect.

Key words: arthroplasty, femoral component of the hip endoprosthesis, femoral bone, numerical simulation, stress state, finite element analysis.