

Revision hiparthroplasty

SE «Dnipropetrovsk Medical Academy of the Ministry of Health of Ukraine»

Introduction. It is noted the global trend of increasing the number of hiparthroplasty, which leads to a progressive increase in the number of patients who need operations of the revision surgery.

Purpose. Retrospective clinical and statistical analysis of the results of revision hip arthroplasty.

Materials and methods. The observation group included 583 patients who were performed 621 operations on revision hip arthroplasty in the period from 2000 to 2014. The clinical assessment of treatment results was made according to the Harris hip function scale.

Results. Analyzing the clinical results of patients who underwent revision hiparthroplasty in a period of 1 year to 14 years, there was established that excellent and good results were obtained in 425 (79,6%) patients, satisfactory – in 100 (18,7%) cases. Poor results occurred in 9 (1.7 percent) cases.

Conclusions. Revision hip arthroplasty is unusual and highly individual operation in each specific case that requires a differentiated approach to the choice of methodology for revision surgery and individual selection of modern implants.

Key words: hipjoint, revision hip arthroplasty, complications.

Ведомости об авторе:

Дегтярь Андрей Валерьевич - к.м.н., ас. кафедры травматологии и ортопедии ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины», Днепропетровск. Адресс: 49600, г. Днепропетровск, ул. Дзержинского, 9.

УДК: 616.728.2:616.718.4 – 089.28 – 07

© КОЛЕКТИВ АВТОРІВ, 2015

І.А.Лазарев, Г.І.Герцен, Д.В.Штонда

ІМІТАЦІЙНЕ КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ НІЖКИ ЕНДОПРОТЕЗУ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ТА СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ПРИ СТАТИЧНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

Національна медична академія післядипломної освіти
імені П.Л.Шупика

Вступ. Від особливостей взаємодії системи «ніжка-кістка» після ендопротезування кульшового суглоба залежить стабільність, тривалість експлуатації та функціонування ендопротезу, а також виникнення ускладнень у тому числі перипротезних переломів стегнової кістки.

Мета. Визначити напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки та феморального компоненту ендопротезу кульшового суглоба при статичному навантаженні середньостатистичною вагою тіла.

Методи. На основі СКТ сканів створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі стегнової кістки з феморальним компонентом ендопротезу кульшового суглоба, вивчено напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки та феморального компоненту ендопротезу при навантаженні середньостатистичною вагою тіла.

Результати. Під час навантаження величиною 750 Н напруження та деформація кісткової тканини стегнової кістки розподіляється нерівномірно. Зона максимальної концентрації напруження і деформації локалізується в ділянці дистального кінця ніжки ендопротезу: по зовнішній поверхні стегнової кістки складає $1,81\text{MPa}$ та $2,68 \cdot 10^{-3}$ відповідно; на зовнішній частині дистального кінця ніжки $46,83\text{MPa}$ і $4,2 \cdot 10^{-4}$. Постійна концентрація максимальних значень напружено-деформованого стану в ділянці дистального кінця ніжки ендопротезу може впливати на перебіг ремоделювання кісткової тканини в цій ділянці, виникнення нестабільності та переломів в післяопераційному періоді.

Ключові слова: ендопротез, кульшовий суглоб, імітаційне комп'ютерне моделювання, біомеханіка.

Вступ. Ендопротезування кульшового суглоба (ЕКС) посідає особливе місце під час лікування дегенеративно-дистрофічних захворювань кульшового суглоба, травм та їх наслідків [5]. Після ендопротезування кульшового суглоба (ЕКС) відбувається зміна біомеханіки функціонування кінцівки [2,5,6], що залежить від взаємодії компонентів ендопротезу між собою та з кістковою тканиною [7]. Вплив стегового компоненту на тканину стегнової кістки призводить до її ремоделювання, що залежить від моделі, матеріалу виготовлення, хірургічної техніки його встановлення, умов експлуатації [2,7,10]. Від особливостей взаємодії системи ніжка-кістка залежить стабільність та функціонування ендопротезу а також виникнення ускладнень у тому числі перипротезних переломів стегнової кістки (ППСК) [3,10].

Мета. Визначити напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки та феморального компоненту ендопротезу кульшового суглоба при статичному навантаженні середньостатистичною вагою тіла.

Матеріали і методи. На основі СКТ сканів стегнової кістки хворого після ЕКС, за допомогою програмного пакету Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах нами була відтворена просторова геометрія стегнової кістки з феморальним компонентом ендопротезу кульшового суглоба, після чого засобами SolidWorks створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі (рис.1). Для вивчення напружено-деформованого стану проксимального відділу стегнової кістки та феморального компоненту ендопротезу кульшового суглоба 3D-модель (рис.1а) закріпили дистально, а на голівку ендопротезу, в напрямку міжвиристкового підвищення великогомілкової кістки приклали силу величиною 750 Н. Під час розрахунків розглянутої біомеханічної системи в програмному комплексі МСЕ були прийняті наступні основні гіпотези і припущення:

- всі матеріали вважали однорідними та ізотропними;
- завдання статичного аналізу вирішувалося в фізично і геометрично лінійній постановці, при цьому розглядали малі деформації і переміщення, в силу чого підтверджувався закон Гука для опису поведінки матеріалу.

Засобами Solid Works твердо тільна 3D-модель експортована в програмне середовище ANSYS, де створена скінченно-елементна модель (рис.1б), яка налічувала 1213815 вузлів та 423075 елементів. При цьому переважали тетраедричні елементи з квадратичною апроксимацією функцій. З метою підвищення точності розрахунків в критичних зонах скінченно-елементна сітка була згущена (ущільнена). Аналіз НДС проводили на основних елементах моделі, а саме: шийка та ніжка ендопротезу, кісткова тканина кортикальних шарів стегнової кістки на різних її ділянках.

Фізико-механічні характеристики біологічних тканин, які використовувались в розрахунку напружено-деформованого стану (табл.1), були отримані з літературних джерел [1,4,8,9].

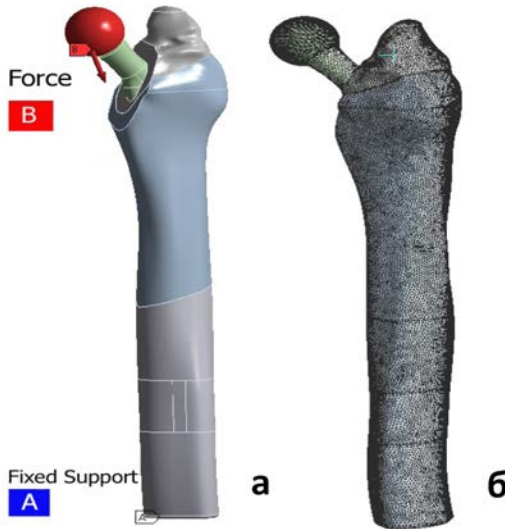


Рис. 1. Просторова геометрія стегнової кістки з феморальним компонентом ендопротезу кульшового суглоба

Примітка:
 а. Розрахункова 3D-модель
 б. Скінчено елементна модель

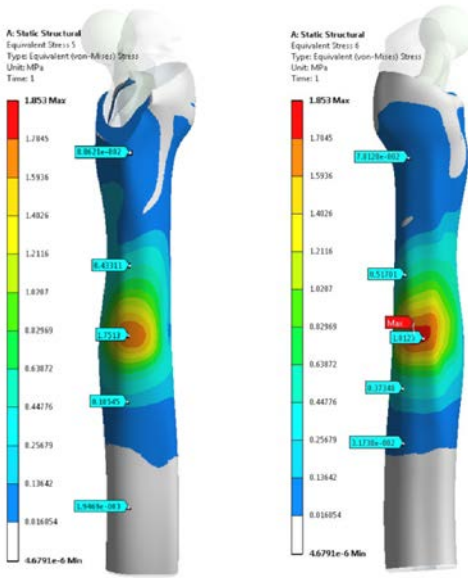
Таблиця 1

Фізико-механічні характеристики біологічних тканин та матеріалів біомеханічної системи: стегнова кістка ніжки ендопротезу, які використовувались в розрахунку напружено-деформованого стану

Біологічні тканини	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона μ
Кортикальна кістка	17 600	0,32
Титан BT 16 і BT 6	112 000	0,32

Результати дослідження. Аналіз результатів всіх розрахунків проводили за показниками напружень за Мізісом (σ) та деформацій (ϵ). Розподіл значень напруження та деформації в кістковій тканині стегнової кістки та в ніжці ендопротезу під час навантаження розподілявся нерівномірно (рис.2).

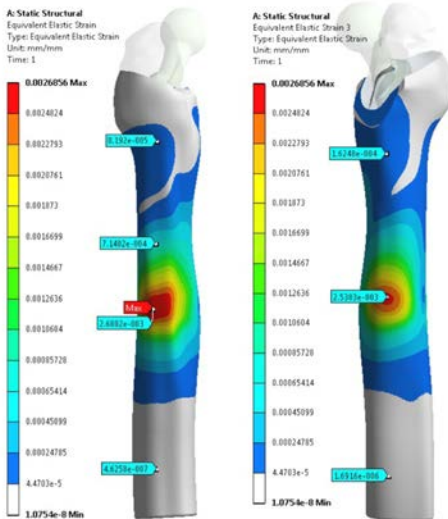
Максимальні значення, в кортикальному шарі стегнової кістки під час вісьового навантаження величиною у 750 Н отримані в проекції верхівки ніжки ендопротезу, по внутрішній поверхні $\sigma_{max} = 1,75$ МПа, $\epsilon_{max} = 2,54 \cdot 10^{-3}$, по зовнішній $\sigma_{max} = 1,81$ МПа $\epsilon_{max} = 2,68 \cdot 10^{-3}$. Напруження та деформація в ніжці ендопротезу розподілялась також нерівномірно, з максимальними значеннями в ділянці дистального кінця ніжки ендопротезу, по внутрішній поверхні відповідно $\sigma_{max} = 26,23$ МПа, $\epsilon_{max} = 2,35 \cdot 10^{-4}$, по зовнішній $\sigma_{max} = 46,83$ МПа, $\epsilon_{max} = 4,2 \cdot 10^{-4}$.



а) $\sigma_{max} = 1,75 \text{ MPa}$

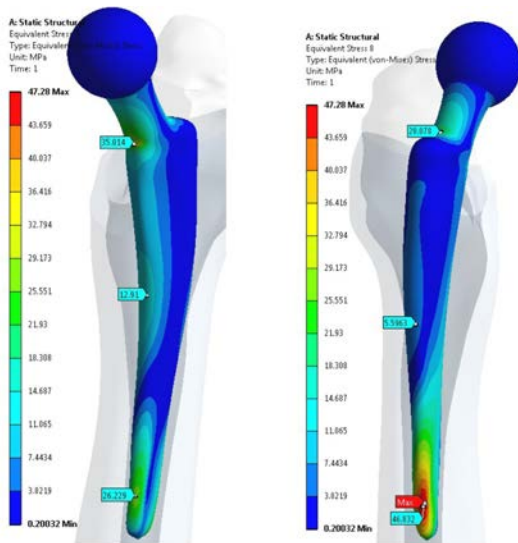
б) $\sigma_{max} = 1,81 \text{ MPa}$

Рис. 2. Напруження (а, б) та деформації (в, г) різних ділянок стегнової кістки при навантаженні вздовж стегнової кістки величиною у 70Н



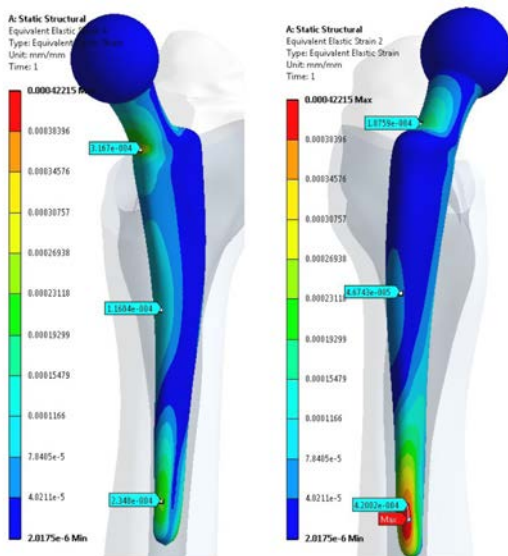
в) $\epsilon_{max} = 2,68 \cdot 10^{-3}$

з) $\epsilon_{max} = 2,54 \cdot 10^{-3}$



а) $\sigma_{max} = 26,23 \text{ MPa}$ б) $\sigma_{max} = 46,83 \text{ MPa}$

Рис. 3. Напруження (а, б) та деформації (в, г) на різних ділянках ніжки ендопротезу



в) $\epsilon_{max} = 2,35 \cdot 10^{-4}$ г) $\epsilon_{max} = 4,2 \cdot 10^{-4}$

Висновки. Під час навантаження середньстатистичною вагою тіла напруження та деформація кісткової тканини стегнової кістки вздовж ніжки ендопротезу розподіляється нерівномірно. Зона максимальної концентрації напруження і деформації локалізується в ділянці дистального кінця ніжки ендопротезу по зовнішній поверхні стегнової кістки і складає $1,81\text{MPa}$ та $2,68 \cdot 10^{-3}$ відповідно. Напруження та деформація в стегновому компоненті ендопротезу кульшового суглоба під час навантаження величиною у 750H розподіляється нерівномірно. Максимальні значення отримані в ділянці зовнішньої частини дистального кінця ніжки і склали $46,83\text{MPa}$ і $4,2 \cdot 10^{-4}$ відповідно. Постійна концентрація максимальних значень напружено-деформованого стану під час вісьового навантаження в ділянці дистального кінця ніжки ендопротезу може впливати на перебіг ремоделювання кісткової тканини в цій ділянці, виникнення нестабільності та переломів в післяопераційному періоді.

Література

1. Анализ напряженно-деформированного состояния проксимального отдела бедренной кости при внутреннем остеосинтезе по поводу переломов шейки / Климовицкий В.Г., Канзюба М.А., Канзюба А.И. [и др.] // Травма. – 2013. – №2, Т. 14. – С. 30-35.
2. Влияние хирургического доступа на функциональные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава в раннем послеоперационном периоде / Д.В. Андреев, И.В. Науменко, М.Ю. Гончаров и др. // Травматология и ортопедия России. – 2013. - №3 (69). - С 13 – 21.
3. Математическое компьютерное моделирование биомеханического поведения модифицированной ножки эндопротеза тазобедренного сустава / Н.Д. Батпенов, А.М. Мамонов, В.Н. Карпов и др. // Травматология и ортопедия России. – 2013. – № 3 (69). – С. 64-71.
4. Механико-математическая модель системы металлоостеосинтеза и расчет ее напряженно-деформированного состояния / Р.Р. Никифоров, С.Н. Куценко, Ю.А. Костандов [и др.] // Травма. – 2013. – №3, Т. 14. – С. 30-35.
5. Олейник А. Е. Реабилитация больных после сложного и нестандартного эндопротезирования тазобедренного сустава / А.Е. Олейник, А.Е. Лоскутов // Вісник ортопедії, травматол. та протез. – 2008. – № 1. – С.61-63.
6. Особенности координации вставания со стула и ходьбы у людей с замененным тазобедренным суставом / В.Л. Талис, И.А. Солопова, В.Л. Талис и др. // Физиология человека. - 2007. - N2 (33). – С. 19-26.
7. Стрессовое remodelирование костной ткани после эндопротезирования крупных суставов и его консервативная коррекция / М.А. Макаров, С.А. Макаров, В.П. Павлов [и др.] // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2010. – Т. 6, №2. - С. 423 – 428.
8. Торчинський В. П. Математичне моделювання навантажень чашки ендопротеза, імплантованої в умовах залишкової дисплазії кульшової западини / В. П. Торчинський, А. Д. Супрун // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2010. - № 1. – С.10-16.
9. Keaveny T. M. Standard handbook of biomedical engineering and design. / T. M. Keaveny. E. F. Morgan, O. C. Yeh. New York. – 2003. Chapter 8. Bonemechanics. – P 8.1 – 8.21.
10. Aspects of contact region between bone and implant for different endoprosthesis types / C. Sticlaru, A. Davidescu, M. Dreucean. - 2011. -Vol.73, Iss. 2.-P. 79 – 86.

**Имитационное компьютерное моделирование
напряженно – деформированного состояния ножки
эндопротеза тазобедренного сустава и бедренной кости
при статической нагрузке**

**Национальная медицинская академия последипломного образования
имени П.Л. Шупика**

Введение. Особенности взаимодействия системы «ножка-кость» после эндопротезирования тазобедренного сустава (ЭТС) влияет на стабильность и длительность функционирования эндопротеза, а также возникновение осложнений, в том числе, перипротезных переломов бедренной кости (ППБК).

Цель. Изучить напряженно- деформированное состояние проксимального отдела бедренной кости и феморального компонента эндопротеза тазобедренного сустава при статической нагрузке среднестатистическим весом тела.

Методы. На основе СКТ сканов созданы имитационные компьютерные 3D модели бедренной кости с феморальным компонентом эндопротеза тазобедренного сустава, изучены напряженно – деформированные состояния проксимального отдела бедренной кости и феморального компонента эндопротеза при нагрузке среднестатистическим весом тела.

Выводы. При нагрузке величиной 750Н напряжения и деформация костной ткани бедренной кости распределяется неравномерно. Зона максимальной концентрации напряжений и деформации локализуется в области дистального конца ножки эндопротеза по наружной поверхности бедренной кости и составляет 1,81 МПа и $2,68 \cdot 10^{-3}$ соответственно; на внешней части дистального конца ножки составляет 46,83 МПа и $4,2 \cdot 10^{-4}$; Постоянная концентрация максимальных значений напряженно-деформированного состояния в области дистального конца ножки эндопротеза может влиять на ход ремоделирования костной ткани в этой области, возникновения нестабильности и переломов в послеоперационном периоде.

Ключевые слова: эндопротез тазобедренного сустава, имитационное компьютерное моделирование, биомеханика.

I.A.Lazarev, G.I.Hertzen, D.V. Shtonda

**Computer simulation of stress - strain state of the legs of
endoprosthesis of hip joint and femoral bone under
static load**

Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education

Introduction. The features of interaction of the "leg-bone" after hip replacement (HR) affects the stability and the duration of the functioning of the implant, as well as the occurrence of complications, including periprosthetic femoral fractures (PFF).

Aim. To study stress-strain state of the proximal femur and femoral component of the hip prosthesis under static load by average body weight.

Methods. On the basis of HCT scans there was created 3D models and computer simulations of the femoral component to the femoral hip prosthesis, as well as studied stress-strain of the proximal femur and femoral component of the prosthesis under load by average body weight.

Conclusions. Under a load of 750N stress and deformation of femoral bone is unevenly distributed. The zone of maximum stress concentration and distortion in the localized area of the distal end of the legs of endoprosthesis over the outer surface of the femoral

bone is 1.81 MPa and $2.68 \cdot 10^{-3}$ respectively; on the exterior of the distal end of the legs is 46.83 MPa and $4.2 \cdot 10^{-4}$. Permanent concentration of the maximum values of the stress-strain state in the distal end of the leg of endoprosthesis can influence the course of bone remodeling in this area of instability and crises in the postoperative period.

Key words: endoprosthesis of hip joint, computer simulation, biomechanics.

Відомості про авторів:

Лазарев Ігор Альбертович - к.м.н., керівник лабораторії біомеханіки, ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України". Адреса: Кив, вул. Воровського, 27.

Герцен Генріх Іванович - д.мед.н., проф., завідувач кафедри ортопедії і травматології №1, НМАПО імені П.Л. Шупика. Адреса: Київ, вул. Ю.Кондратюка, 8, тел. (044) 432-25-79.

Штонда Дмитро Володимирович - аспірант кафедри ортопедії і травматології №1, НМАПО імені П.Л. Шупика. Київ, вул. Ю.Кондратюка, 8.

УДК 616.71-018.4-003.93-08:615.8:534.831

© СЕ-ФЕЙ, 2015

Се-Фей

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ МОРФОЛОГІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ЕКСТРАКОРПОРАЛЬНОЇ РАДІАЛЬНОЇ УДАРНО-ХВИЛЬОВОЇ ТЕРАПІЇ НА РЕПАРАТИВНУ РЕГЕНЕРАЦІЮ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Національна медична академія післядипломної освіти
імені П.Л.Шупика

Актуальність. Останнє десятиріччя в літературі широко обговорюються концепції впливу екстракорпоральної радіальної ударно-хвильової терапії (ЕРУХТ) на репаративний остеогенез не тільки при свіжих переломах кісток, а також при псевдоартрозах і незрощених переломах. Однак механізм ЕРУХТ на кісткоутворюючі процеси при цьому невідомий.

Мета. В експерименті на кроликах за допомогою морфологічних досліджень вивчити вплив ЕРУХТ на репаративну регенерацію кісткової тканини.

Матеріали. Морфологічні дослідження проведені на 32 кроликах, які склали контрольну (12 тварин) та основну (20 тварин) групи. У тварин обох груп застосовували стандартну модель наскрізного дірчастого дефекту проксимального метадіафізу великогомілкової кістки. Кроликам основної групи після травми виконували 4 сеанси ЕРУХТ на зону дірчастого дефекту кістки. Тварин виводили з експерименту через 5, 14, 30, і 45 діб після травми кістки, з наступним морфологічним дослідженням зони дірчастого дефекту кістки (окраска препаратів гематоксилін-еозином та по ванГізон).

Результати. Показали, що при експериментальному дефекті великогомілкової кістки під впливом ЕРУХТ у кістковому мозку фрагментів, та поверхнях стінок дефекту виникають вазодилатація та збільшення проникності стінок судин – так звана дифузна інфільтрація, що призводить утворення масивних ділянок регенерату та його перебудови з відновленням цілісності великогомілкової кістки ($p < 0,05$). Наприкінці дослідження (45 доба) у кроликах основної групи зона дефекту кістки наближалась до структурно-функціональної організації кістки метадіафізу ($p < 0,05$). При цьому відновлення структури дефекту великогомілкової кістки у кроликів контрольної групи проходило менш активно.

Ключові слова: репаративний остеогенез, екстракорпоральна ударно-хвильова терапія, морфологічні дослідження.