



Д. В. Штонда

Національна медична академія
післядипломної освіти
імені П. Л. Шупика, м. Київ

© Штонда Д. В.

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ БІОМЕХАНІЧНОЇ СИСТЕМИ «ФІКСАТОР-КІСТКА» ПІД ЧАС ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ПЕРИПРОТЕЗНИХ ПЕРЕЛОМІВ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ТИПУ В1 ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

Резюме. Після первинного ендопротезування кульшового суглоба (ЕКС) загальна кількість ускладнень сягає 17,4 %, з яких перипротезні переломи стегнової кістки (ППСК) досягають 4 %. Нами вивчено напружено-деформований стан біомеханічної системи «фіксатор-кістка» та проаналізовано стабільність фіксації ППСК після ЕКС типу В1 використовуючи різні типи фіксаторів при статичному навантаженні середньостатистичною вагою тіла. При цьому на основі СКТ сканів створювали імітаційні комп'ютерні 3D-моделі ППСК після ЕКС типу В1 та виконували експериментальний остеосинтез: LCP—пластиною, DCP—пластиною з фіксацією блокуючими та кортикальними гвинтами, титановими стрічковими системами і дротовими серкляжами, після чого в напрямку міжви-росткового підвищення великогомілкової кістки прикладали силу величиною 750 Н. Результати дослідження показали, що фіксація ППСК після ЕКС типу В1 за допомогою LCP—пластини та блокуючих гвинтів забезпечує найкращу стабільність перелому; комбінована фіксація DCP—пластиною з кортикальними гвинтами та серкляжними системами забезпечує мінімальне навантаження на гвинти; остеосинтез DCP—пластиною, кортикальними гвинтами і металевими дротовими серкляжами забезпечує найгіршу стабільність;

Ключові слова: ендопротезування кульшового суглоба, перипротезний перелом стегнової кістки, остеосинтез, експериментальне комп'ютерне моделювання.

Вступ

Кількість ендопротезувань кульшового суглоба (ЕКС) постійно зростає [3, 9]. Разом з тим ускладнення є основною причиною незадовільних результатів ендопротезування, так після первинного ЕКС загальна кількість ускладнень сягає 17,4 % [3], з яких перипротезні переломи стегнової кістки (ППСК) досягають 4 % [7-9]. ППСК після ЕКС, які локалізуються на рівні нижнього краю стабільно фіксованого в кістковому каналі стегнового компоненту ендопротезу, згідно ванкуверівської класифікації відносяться до переломів типу В1 [7]. Особливість лікування цих переломів полягає у досягненні кісткового зрощення, збереженні анатомічного розміщення ендопротезу та відновленні функції нижньої кінцівки [5, 7-9]. Разом з цим на техніку остеосинтезу впливає концентрація напружень у діафізі стегнової кістки на рівні верхівки ніжки ендопротезу, що змушує ретельно обирати та використовувати фіксатори які б забезпечили максимальну стабільність перелому в післяопераційному періоді [1, 2, 5].

Мета дослідження

Вивчити напружено-деформований стан (НДС) біомеханічної системи «фіксатор-кістка» та проаналізувати стабільність під час хірургічного лікування ППСК після ЕКС типу В1 різними типами фіксаторів при статичному навантаженні величиною у 750 Н.

Матеріали та методи досліджень

На основі СКТ сканів проксимального відділу стегнової кістки, за допомогою програмного пакету Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворена просторова геометрія стегнової кістки з феморальним компонентом ендопротезу кульшового суглоба, засобами SolidWorks створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі.

Для розрахунків застосовували модель з переломом типу В1 в умовах остеосинтезу 4 типами фіксаторів: а) фіксація перелому за допомогою LCP—пластини та 5-ти монокортикально введених блокуючих гвинтів у проксимальний фрагмент та 5-ти бікортикально введених блокуючих гвинтів у дистальний (1 тип); б) фікса-



ція перелому за допомогою DCP—пластини та 2-х монокортикально (1-й та 2-й) і 3-х бікортикально поліаксіально введених кортикальних гвинтів навколо ніжки ендопротезу (3, 4 та 5-й) у проксимальний фрагмент та 5-ти бікортикально введених у дистальний (2 тип); в) комбінована фіксація за допомогою DCP—пластини та 2-х монокортикально введених гвинтів (1-й та 2-й) і трьох титанових стрічкових систем, що фіксують проксимальний фрагмент, та 5-ти бікортикально введених кортикальних гвинтів у дистальний фрагмент (3 тип); г) комбінована фіксація за допомогою DCP—пластини та 2-х монокортикально введених гвинтів (1-й та 2-й) і трьох металевих дровових серкряжів, що фіксують проксимальний фрагмент, та п'яти бікортикально введених кортикальних гвинтів у дистальний фрагмент (4 тип). Гвинти, серкляжні системи та серкляжі під час аналізу рахували починаючи з проксимального (1-й) до дистального (10-й) (рис 1).

Фізико-механічні характеристики біологічних тканин які використовувались під час розрахунків НДС (табл. 1) були отримані з літературних джерел [4, 6]. Для забезпечення міцності елементів фіксації відламків у ділянці перелому за граничні показники прийнято значення напруження для гвинтів зі сталі 17X18H9, яке не перевищує 568 МПа, для пластини та гвинтів з титану VT-16 і VT 6 — яке не перевищує 590 МПа.

При розрахунках МСЕ розглянутої біомеханічної системи були прийняті наступні основні гіпотези та припущення:

- всі матеріали вважали однорідними та ізотропними з відомими фізико-механічними характеристиками (табл. 1);
- завдання статичного аналізу вирішувалися у фізично і геометрично лінійній постановці, при цьому розглядали малі

деформації та переміщення, в силу чого підтверджувався закон Гука для опису поведінки матеріалу.

Таблиця 1

Фізико-механічні характеристики біологічних тканин та матеріалів фіксаторів які використовувались під час розрахунків напружено-деформованого стану

Біологічні тканини	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона μ
Кортикальна кістка	17 600	0,32
Титан VT 16 і VT 6	112 000	0,32
Медична сталь 17X18H9	200 000	0,3

Розрахункову модель закріплювали, а на голівку ендопротезу, в напрямку міжвіросткового підвищення великогомілкової кістки, прикладали силу величиною 750 Н.

Підготовлена засобами SolidWorks твердотільна модель експортована в програмне середовище ANSYS, де створена скінченно-елементна модель, яка налічувала 1213815 вузлів та 423075 елементів. При цьому переважали тетраедричні елементи з квадратичною апроксимацією функцій. З метою підвищення точності розрахунків у критичних зонах скінченно-елементна сітка була згущена (ущільнена). Аналіз НДС проводили на основних елементах моделі, а саме: стегнова кістка в ділянці перелому, отвори для гвинтів, фіксуюча пластина, гвинти, серкляжні системи, дровові серкляжі.

Результати досліджень та їх обговорення

Аналіз результатів всіх розрахунків проводили за показниками напружень за Мізісом (σ) та деформацій (ϵ). Під час навантаження значення НДС розподілялися нерівномірно. Максимальні значення (табл. 2) отримані:

- у кістковій тканині стегнової кістки навколо гвинтів: 1-й тип фіксації — навколо 6-го гвинта, $\sigma_{max} = 7,68$ МПа

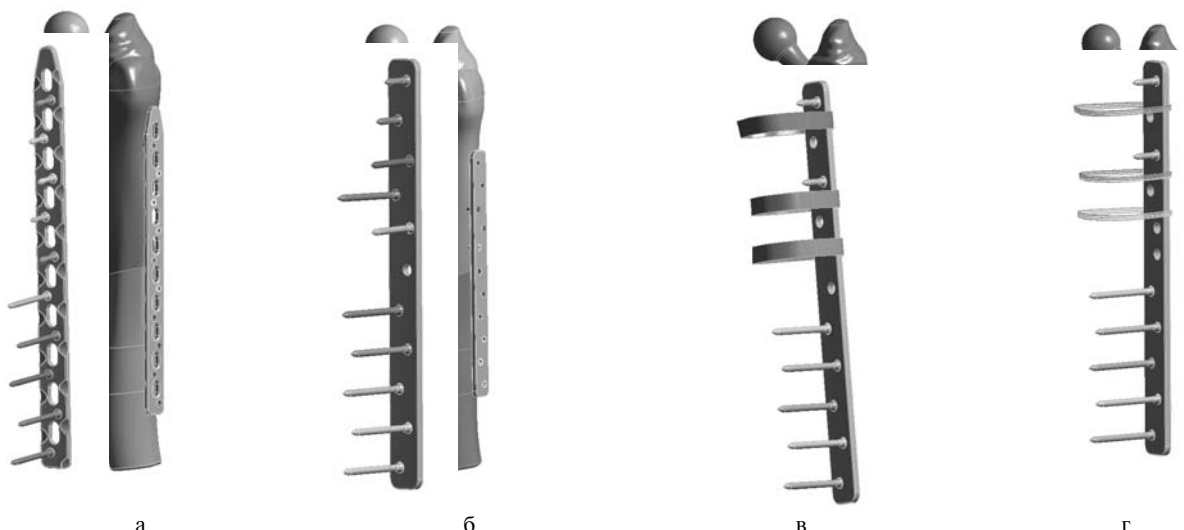


Рис. 1. Остеосинтез ППСК після ЕКС типу V1 чотирма типами фіксаторів: а) 1-й тип; б) 2-й тип; в) 3-й тип; г) 4-й тип

- і $\varepsilon_{\max} = 2,2 \cdot 10^{-3}$ мм; 2-й — 6-го, $\sigma_{\max} = 5,8$ МПа, $\varepsilon_{\max} = 8,41 \cdot 10^{-3}$ мм; 3-й — 2-го, $\sigma_{\max} = 4,75$ МПа, $\varepsilon_{\max} = 6,91 \cdot 10^{-3}$;
- 4-ий — 1-го, $\sigma_{\max} = 5,12$ МПа, $\varepsilon_{\max} = 7,2 \cdot 10^{-3}$;
- на фіксаційних елементах (гвинти, серкляжні системи, серкляжі): 1-й тип фіксації — 2-й гвинт, $\sigma_{\max} = 429,11$ МПа, $\varepsilon_{\max} = 2,7 \cdot 10^{-3}$ мм; 2-й — 6-й гвинт, $\sigma_{\max} = 250,12$ МПа, $\varepsilon_{\max} = 1,29 \cdot 10^{-3}$ мм; 3-й — 3-я серкляжна система в ділянці переходу на металеву пластину $\sigma_{\max} = 387,17$ МПа, $\varepsilon_{\max} = 1,93 \cdot 10^{-3}$; 4-й — 3-му серкляжі, $\sigma_{\max} = 425,23$ МПа, $\varepsilon_{\max} = 3,67 \cdot 10^{-3}$;
- на пластині при всіх типах фіксації в ділянці навколо лінії перелому: 1-й тип фіксації — 149,44 МПа, 2-й — 169,24 МПа, 3-й — 165,77 МПа, 4-й — 166,44 МПа;
- у ділянці лінії перелому: 1-й тип фіксації — 1,06 МПа, 2-й — 1,1 МПа, 3 та 4-й — 1,15 МПа.

Таблиця 2

Показники НДС на основних елементах моделі (в дужках зазначено порядковий номер елемента)

Елемент моделі	Максимальні значення напружень (МПа)			
	1 тип	2 тип	3 тип	4 тип
Кортикальна кістка (зона перелома)	1,06	1,1	1,15	1,15
Кортикальна кістка (навколо гвинтів).	7,68 (6)	5,82 (6)	4,75 (2)	5,12 (1)
Ендопротез (верхівка ніжки)	27,82	27,5	25,22	28,6
Пластина	149,44	169,24	165,77	166,44
Гвинти	261,9 (2)	250,12 (6)	243,9 (3)	277,1(2)
Серкляжна система (СС), серкляж (С)	—	—	344,5 (3 СС)	425,23 (3С)
	Total deformation (δ_{\max})			
	0,033 mm	0,043 mm	0,049 mm	0,053 mm

Значення переміщення (total deformation — δ_{\max}) характеризував досягнуту стабільність, після остеосинтезу: 1-й тип — 0,033 мм, 2-й тип — 0,043 мм, 3-й тип — 0,049 мм, 4-й — 0,053 мм.

Висновки

1. Фіксація ППСК після ЕКС типу В1 LCP-пластиною, 5-ма монокортикально введеними блокуючими гвинтами у проксимальний фрагмент та 5-ми бікортикально введеними блокуючими гвинтами у дистальний фрагмент має мінімальну величину переміщень (Total deformation), таким чином забезпечує найкращу стабільність перелому за рахунок блокування гвинтів в отворах пластини.

2. При оперативному лікуванні ППСК після ЕКС типу В1 використовуючи DCP-пластину і доповнюючи 2-ма монокортикально введеними гвинтами (1-й та 2-й) при фіксації проксимального фрагменту в місцях де введення гвинтів бікортикально неможливо, трьома титановими стрічковими системами, забезпечується мінімальне навантаження на гвинти, за рахунок переміщення навантаження на серкляжні системи.

3. Остеосинтез ППСК після ЕКС типу В1 що виконаний DCP-пластиною 2-ма монокортикально введеними гвинтами (1-й та 2-й) і трьома металевими дрововими серкляжами, що фіксують проксимальний фрагмент, забезпечує найгіршу стабільність та якість фіксації перелому, так як напруження на проволочі уже при статичному навантаженні наближається до критичного значення, при цьому значення величини переміщення (Total deformation) найбільше серед усіх типів фіксації.

ЛІТЕРАТУРА

1. Математическое компьютерное моделирование биомеханического поведения модифицированной ножки эндопротеза тазобедренного сустава / Н. Д. Батпенев, А. М. Мамонов, В. Н. Карпов [и др.] // Травматология и ортопедия России. — 2013. — № 3 (69). — С. 64–71.
2. Механико-математическая модель системы металлоостеосинтеза и расчет ее напряженно-деформированного состояния / Р. Р. Никифоров, С. Н. Куценко, Ю. А. Костандов [и др.] // Травма. — 2013. — Том 14, № 3. — С. 30–35.
3. Слободский А. Б. Осложнения эндопротезирования тазобедренного сустава / А. Б. Слободский, Е. Ю. Осинцев, А. Г. Лежнев // Вестник травматологии и ортопедии имени Н. Н. Приорова. — 2011. — № 3. — С. 59–63.
4. 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.
5. A biomechanical comparison of periprosthetic femoral fracture fixation in normal and osteoporotic cadaveric bone / H. A. Demos, M. S. Briones, P. H. White [et al.] // The Journal of arthroplasty. — 2012. — Vol. 27, № 5. — P. 783–788.
6. Keaveny T. M. Standard handbook of biomedical engineering and design. / T. M. Keaveny, E. F. Morgan, O. C. Yeh // New York. — 2003. Chapter 8. Bone mechanics. — P. 8.1–8.21.
7. Ninan T. M. Classification of femoral periprosthetic fractures / T. M. Ninan, M. L. Costa, S. J. Krikler // Int. J. Care Injured. — 2007. — Vol. 38. — P. 661–668.
8. Periprosthetic fractures of the femur after hip arthroplasty: an analysis of 99 patients / K. Holley, J. Zelken, D. Padgett [et al.] // HSS J. — 2007. — Vol. 3, № 2. — P. 190–197.
9. The Epidemiology of Bearing Surface Usage in Total Hip Arthroplasty in the United States / Kevin J. Bozic, Steven Kurtz, Edmund Lau [et al.] // J Bone Joint Surg Am. — 2009. — Vol. 91(7). — P. 1614–1620.



ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ
КОМПЬЮТЕРНОЕ
МОДЕЛИРОВАНИЕ
НАПРЯЖЕННО-
ДЕФОРМИРОВАННОГО
СОСТОЯНИЯ
БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ
СИСТЕМЫ «ФИКСАТОР-
КОСТЬ» ВО ВРЕМЯ
ХИРУРГИЧЕСКОГО
ЛЕЧЕНИЯ ПЕРИПРОТЕЗНЫХ
ПЕРЕЛОМОВ БЕДРЕННОЙ
КОСТИ ТИПА В1
ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ
ТАЗОБЕДРЕННОГО
СУСТАВА.

Д. В. Штонда

Резюме. После первичного эндопротезирования тазобедренного сустава (ЭТС) общее количество осложнений достигает 17,4 %, из которых перипротезные переломы бедренной кости (ППБК) достигают 4 %. Нами изучено напряженно-деформированное состояние биомеханической системы «фиксатор-кость» и проанализированы стабильность фиксации ППБК после ЭТС типа В1 используя различные типы фиксаторов при статической нагрузке среднестатистическим весом тела. При этом на основе СКТ сканов создавали имитационные компьютерные 3D-модели ППБК после ЭТС типа В1 и выполняли экспериментальный остеосинтез: LCP-пластиной, DCP-пластиной с фиксацией блокирующими и кортикальными винтами, титановыми ленточными системами и проволочными серкляжами, после чего в направлении межмышечкового повышения большеберцовой кости прикладывали силу величиной 750 Н. Результаты исследования показали, что фиксация ППБК после ЭТС типа В1 с помощью LCP-пластины и блокирующих винтов обеспечивает наилучшую стабильность перелома; комбинированная фиксация DCP-пластиной с кортикальными винтами и серкляжными системами обеспечивает минимальную нагрузку на винты; остеосинтез DCP-пластиной, кортикальными винтами и металлическими проволочными серкляжами обеспечивает худшую стабильность.

Ключевые слова: *эндопротезирование тазобедренного сустава, перипротезный перелом бедренной кости, остеосинтез, экспериментальное компьютерное моделирование.*

EXPERIMENTAL COMPUTER
MODELING OF STRESSEDLY-
DEFORMED STATE OF THE
BIOMECHANICAL «LOCK-
BONE» SYSTEM DURING
SURGICAL TREATMENT OF
PERIPROSTHETIC FEMORAL
FRACTURES B1 TYPE AFTER
HIP REPLACEMENT.

D. V. Shtonda

Summary. After a primary total hip replacement (THR), the total number of complications reaches 17,4 %, of which periprosthetic fractures of the femur (PFF) reach 4 %. We have studied the stress-strain state of the biomechanical system «lock-bone» and analyzed the stability of fixation PFF after THR type B1 using different types of fasteners under static load to average body weight. At the same time, based on SCT scans created a computer simulation model of 3D-PFF after THR type B1 and performed experimental osteosynthesis: LCP - plate, DCP - plate with locking and blocking cortical screws, tape systems and titanium wire cerclage, and then in the direction of increasing the intercondylar tibial bone was applied a force of 750 N. The results showed that the fixation PFF after THR type B1 using LCP-plates and locking screws provides the best stability of the fracture; combination lock DCP-plate with cortical screws and cerclage system provides a minimal load on the screws; DCP-plate osteosynthesis, cortical screws and metal wire serkryazhami provides worse stability.

Key words: *hip arthroplasty, periprosthetic fracture of the femur, osteosynthesis, an experimental computer modeling.*