

АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛІ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ І ЕНДОПРОТЕЗА З РЕВІЗІЙНОЮ НІЖКОЮ ПІСЛЯ РОЗШИРЕНОЇ ПРОКСИМАЛЬНОЇ ОСТЕОТОМІЇ (ЕТО) В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД ВАРІАНТІВ ФІКСАЦІЇ КІСТКОВОГО ФРАГМЕНТУ

*Бондаренко С.Є., Філіпенко В.А., Олінкевич Є.В.,
Марущак О.П., Карпінський М.Ю., Яресько О.В.*

*ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка
НАМН України», Харків*

Ключові слова: *кульшовий суглоб, ревізійне ендопротезування, розширена проксимальна остеотомія*

Вступ. Тотальне ендопротезування кульшового суглобу сьогодні є однією з успішніших сучасних операцій. Однак, з розширенням показів до ендопротезування кульшового суглоба зростає і потреба до ревізійних операцій. Прогнозується, що частота ревізійного тотального ендопротезування (гТНА) кульшового суглоба значно зросте в найближчі десятиліття. У Сполучених Штатах кількість процедур гТНА зростає на 42% до 2040 року і на 101% до 2060 року, що зумовлено старінням населення та успіхом первинного ендопротезування кульшового суглоба (ТНА) [1]. Аналогічно, в Німеччині очікується збільшення кількості ревізійних процедур на 40% до 2060 року [2].

Однією з проблем при ревізійному ендопротезуванні кульшового суглоба є видалення стабільного стегнового компонента адже, зазвичай, він добре фіксований в кістці. Коли традиційні методи вилучення стабільного стегнового компонента ендопротеза не спрацьовують, хірург вимушений переходити до більш травматичного метода, яким є розширена проксимальна остеотомія стегнової кістки (ЕТО) [3].

Фіксація кісткового фрагменту після остеотомії має вирішальне значення для досягнення успішних результатів, і для цього використовуються різні методи, такі як дроти, кабелі та пластини. Враховуючи низьку вартість серкляжного дроту та високі (82%) показники консолідації остеотомованого фрагменту, фіксованого серкляжем, його використання більш поширене в порівнянні з іншими методами [4]. Використання серкляжного дроту при двоетапній ревізії кульшового суглоба у разі перипротезної інфекції не впливає на

частоту ускладнень та загоєння зони остеотомії [5]. Можемо припустити, що вибір неоптимальної кількості рівнів фіксації остеотомованого фрагменту, обертів серкляжного дроту та ступеню післяопераційного навантаження на прооперовану нижню кінцівку підвищить ризик післяопераційних ускладнень.

Мета. Провести порівняльний аналіз величин напружень в моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після розширеної проксимальної остеотомії (ЕТО) в залежності від варіантів фіксації кісткового фрагменту серкляжним дротом.

Матеріали та методи. Була розроблена базова скінчено-елементна модель стегнової кістки з ревізійним ендопротезом, встановленим після повздовжньої остеотомії для видалення первинного ендопротезу. Модель містила такі елементи: стегнову кістку, ревізійний ендопротез, кістковий фрагмент. Між кістковим фрагментом та стегною кісткою моделювали прошарок міжуламкового регенерату.

На базовій моделі моделювали три варіанти фіксації кісткового фрагменту на одному, двох та трьох рівнях. На кожному рівні накладали по 2 витка серкляжного дроту діаметром 1,5 мм. Механічні властивості біологічних тканин (кортикальна та губчаста кістка, хрящ) для математичного моделювання обрано за даними [6 – 13]. Матеріал елементів ендопротезу - титан. Матеріал пари тертя ендопротезу – поліетилен. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [14 – 16].

Модель навантажували вагою тіла при одноопорному стоянні, для чого до головки стегнової кістки прикладали розподілену силу величиною 1100 Н, а до великого вертлюга – силу дії абдукторів стегна, величиною 468 Н [17].

Результати. Результати моделювання показали, що при фіксації кісткового фрагменту на одному рівні максимальні величини напружень в стегнової кістці визначаються на дистальній частині її діафізу, де вони сягають позначок 48,1 МПа та 43,9 МПа, відповідно з медіального та латерального боків. Мінімальний рівень напружень 8,7 МПа визначено в кістковому фрагменті, що пояснюється наявністю між ним та стегною кісткою м'якого прошарку у вигляді міжуламкового регенерату, який виконує демпфіруючу функцію. Напруження в ендопротезі мають тенденцію до зростання від 158,8 МПа в шийці до 213,4 МПа на проксимальному кінці ніжки. Максимум рівня напружень спостерігається в серкляжному дроті, де він сягає

позначки 834,1 МПа, що в 1,6 рази перевищує межу міцності хірургічної сталі і, як наслідок може стати причиною розриву дроту.

Фіксація кісткового фрагменту серкляжним дротом на двох рівнях призводить до зниження величин напружень во всіх контрольних точках на стегнової кістки. При цьому зміни рівня напружень з медіального боку на проксимальному кінці діафізу до 13,4 МПа та на його дистальному кінці до 47,5 МПа та 43,0 МПа, відповідно, з медіального та латерального боку дуже незначні в порівнянні з моделлю фіксації на одному рівні. Більш помітні зміни рівня напружень в кістковому фрагменті, де вони знижуються до 7,6 МПа та на нижньому зрізі отвору, де відмічено їх зниження з 15,0 МПа до 13,0 МПа.

Напруження в шийці ендопротеза знижуються до показника 148,9 МПа, а на проксимальному кінці ніжки до 167,6 МПа. При цьому на дистальному кінці ніжки визначається незначне підвищення рівня напружень до 217,7 МПа. Але найбільше зниження величин напружень, практично в 2 рази, визначено саме в серкляжному дроті, де вони зупинилися на позначці 443,9 МПа, що напряму пов'язане з перерозподілом навантажень на дві точки фіксації і, що найбільш важливо, нижче межі міцності хірургічної сталі.

Додавання дротової обмотки на третьому рівні практично не відобразилося на змінах в розподілі напружень в кісткових елементах моделі. Максимальні зниження напружень на 0,5 МПа спостерігали на нижньому зрізі отвору та з латерального боку в дистальному відділі стегнової кістки. В інших ділянках відбувалися зниження напружень не більше ніж на 0,1 МПа. В самому ендопротезі зміни напруженно-деформованого стану були більш помітні. Визначали зниження рівня напружень на всіх досліджених ділянках, а саме в шийці – до 140,3 МПа, в проксимальній частині ніжки – до 146,5 МПа, на дистальному кінці – до 196,7 МПа, що найнижчими показниками за всі моделі. Напруження в дроті також знизилися до показника 326,2 МПа, що теж дуже близько до межі міцності хірургічної сталі, але нижче ніж при попередніх варіантах фіксації кісткового фрагменту.

Висновки. Фіксація кісткового фрагменту на двох та трьох рівнях суттєво не впливає на рівень напружень в стегновій кістці, але дозволяє вдвічі знизити величину напружень в самому дроті, який при однорівневій фіксації може перевищувати межу міцності хірургічної сталі. При відсутності технічної можливості виконання фіксації на декількох рівнях, може бути використана однорівнева фіксація за умов

використання намотки дроту не менш ніж 4 оберти та навантаження на оперовану кінцівку не більше 50%.

Оптимальним варіантом фіксації кісткового фрагменту є дворівнева серкляжна фіксація, яка забезпечує зниження напружень у дроті до 443,9 МПа, що не перевищує межу міцності хірургічної сталі та гарантує стабільність фіксації навіть при повному навантаженні кінцівки. Трирівнева фіксація хоча й забезпечує ще більше зниження напружень у дроті (до 326,2 МПа), але різниця порівняно з дворівневою фіксацією не є настільки суттєвою, щоб виправдати додаткову травматизацію тканин та подовження часу операції.

Напруження в кістковому фрагменті при всіх варіантах фіксації залишаються на безпечному рівні (7,6-8,7 МПа), що обумовлено демпфуючою функцією міжуламкового регенерату між фрагментом та стегною кісткою. Післяопераційне обмеження навантаження на оперовану кінцівку до 50% дозволяє знизити напруження в серкляжному дроті нижче критичних значень навіть при однорівневій фіксації, що може бути рекомендовано для раннього післяопераційного періоду до формування достатньо міцного міжуламкового регенерату.

Література

1. Shichman I, Askew N, Habibi A, Nherera L, Macaulay W, Seyler T, Schwarzkopf R. Projections and Epidemiology of Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States to 2040-2060. *Arthroplast Today*. 2023 May 30;21:101152. Doi: 10.1016/j.artd.2023.101152.
2. Klug A, Pfluger DH, Gramlich Y, Hoffmann R, Drees P, Kutzner KP. Future burden of primary and revision hip arthroplasty in Germany: a socio-economic challenge. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2021 Nov;141(11):2001-2010. Doi: 10.1007/s00402-021-03884-2.
3. Köksal A, Öner A, Çimen O, Aycan OE, Akgün H, Yapıcı F, Çamurcu Y. Femoral stem fractures after primary and revision hip replacements: A single-center experience. *Jt Dis Relat Surg*. 2020;31(3):557-563. Doi: 10.5606/ehc.2020.76162.
4. Prudhon JL, Tardy N. Extended trochanteric osteotomy: comparison of 3 modes of fixation: metallic wires, cables, plate, about a series of 157 cases. *SICOT J*. 2018;4:21. Doi: 10.1051/sicotj/2018017.
5. Shi X, Zhou Z, Shen B, Yang J, Kang P, Pei F. The Use of Extended Trochanteric Osteotomy in 2-Stage Reconstruction of the Hip for Infection. *J Arthroplasty*. 2019 Jul;34(7):1470-1475. Doi: 10.1016/j.arth.2019.02.054.
6. Bone mechanics handbook. Ed. by Stephen C. Cowin. CRC Press Reference, 2001. 980 p.

7. Boccaccio A., Pappalettere C. *Mechanobiology of Fracture Healing: Basic Principles and Applications in Orthodontics and Orthopaedics. Theoretical Biomechanics*. Dr Vaclav Klika (ed.). 2011.

8. Bondarenko S., Denisenko S., Karpinsky M., Yaresko O. Дослідження впливу чашок ендопротезів кульшових суглобів із пористого титану на розподіл напружень у кістковій тканині (математичне моделювання). *Травма*. 2021; 22(3): 28–37. Doi: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320

9. Berezovskii VA, Kolotilov NN. *Biophysical characteristics of human tissues: a handbook*. Kyiv: Naukova dumka; 1990. 222 p.

10. Хвисьюк О.М., Пустовойт К.Б., Пустовойт Б.А., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Математичне моделювання умов навантаження колінного суглоба у фронтальній площині. *Проблеми безперервної медичної освіти та науки*. 2012. (1): 51-56.

11. Karpinsky M.Yu., Stroiev M.Yu., Berezka M.I., Hryhoruk V.V., Yaresko O.V. The effectiveness of resistance to torsional loads of various options for osteosynthesis of bone fragments of the tibia for fractures in the upper third of the diaphysis (mathematical modeling). *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*. 2022; (3–4): 45-51. Doi: 10.15674/0030-598720223-445-51

12. Вирва О.С., Головіна Я.О., Малик Р.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Порівняльний аналіз даних напружено-деформованого стану математичних моделей індивідуального ендопротеза й алокомпозитного ендопротеза у разі заміщення дефектів довгих кісток. *Травма*. 2021; 4(22): 41-49. Doi: 10.22141/1608-1706.4.22.2021.239708

13. Вирва О.С., Головіна Я.О., Карпінський М.Ю., Яресько О.В., Малик Р.В. Дослідження напружено-деформованого стану в системі «імплантат – кістка» на моделі алокомпозитного ендопротеза проксимального відділу стегнової кістки. *Травма*. 2020; 21(1): 38-48. DOI: [10.22141/1608-1706.1.21.2020.197797](https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.21.2020.197797)

14. Mitsuo Niinomi. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2008. 1. P. 30-42. Doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001.

15. Regis M., Marin E., Fedrizzi L., Pressacco M. Additive manufacturing of Trabecular Titanium orthopedic implants. *MRS BULLETIN*. Feb 2015. Vol. 40. Doi: 10.1557/mrs.2015.1.

16. Buryanov O.A., Kvasha V.P., Chekushyn D.A., Zadnichenko M.O., Karpinsky M.Yu., Yaresko O.V. Analysis of stress distribution in the acromioclavicular joint in case of damage to the conoid ligament and different methods of fixation. *Bulletin of problems biology and medicine*. 2024; 3 (174): 243-256. Doi: 10.29254/2077-4214-2024-3-174-243-256.

17. Kim, J.; Chun, B.J.; Kim, J.J. Quantitative Load Dependency Analysis of Local Trabecular Bone Microstructure to Understand the Spatial Characteristics in the Synthetic Proximal Femur. *Biology* 2023, 12, 170. Doi: 10.3390/biology12020170