АНАЛІЗ НАПРУЖЕННО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛЕЙ ТАЗУ ЛЮДИНИ ПІСЛЯ РЕЗЕКЦІЇ КУЛЬШОВОЇ ЗАПАДИНИ І ВСТАНОВЛЕННЯ ЕНДОПРОТЕЗІВ РІЗНИХ КОНСТРУКЦІЙ

Бондаренко С.Є. [1], Ватаманіца Д.Б. [1], Галузинський О.А. [1], Карпінський М.Ю. [1], Яресько О.В. [1], Бурбурська С.В. [2]

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

[2]Компанія Товариство з обмеженою відповідальністю "Остеоніка", Київ

Вступ. Незважаючи на значний прогрес у хірургічних технологіях, до сьогодні не існує універсального або «золотого стандарту» реконструкції післярезекційних дефектів тазу. У літературі описано широкий спектр методик, включаючи біологічні реконструкції з використанням ауто- та алотрансплантатів, алотрансплантат-протезні методики, модульні ендопротези, індивідуально виготовлені 3D-друковані імплантати, а також альтернативні підходи, такі як артродез кульшового суглоба або транспозиція кульшового суглоба [1].

Широке впровадження комп'ютерного планування та технологій 3D друку відкрило нову еру у реконструкції тазових дефектів. Одним із визначальних прикладів є робота Wang та співавторів, які описали використання індивідуальних титанових імплантатів, виготовлених за результатами тривимірного моделювання дефекту кожного конкретного пацієнта. Цей підхід дозволяє забезпечити максимальну анатомічну відповідність, що особливо важливо при дефектах, що охоплюють кілька сегментів таза. Оптимізація прилягання імпланта до кісткових країв знижує ризик нестабільності та перевантажень у місцях контакту, що, в свою чергу, покращує довгострокову стабільність конструкції.

Крім того, 3D друковані імплантати можуть мати пористу поверхню, що сприяє остеоінтеграції, і забезпечують можливість інтеграції кульшового компоненту без значних модифікацій металевих компонентів протеза. Клінічні серії з використанням цих конструкцій продемонстрували сприятливі функціональні результати та нижчу частоту механічних ускладнень порівняно зі стандартними рішеннями, хоча технологічна та фінансова складність підготовки залишається високою. Саме тому біомеханічні аспекти застосування подібних конструкцій потребують ретельного дослідження [2].

Мета. Визначити особливості розподілу напружень в моделях тазу людини з ендопротезами різних конструкцій після резекції кульшової западини внаслідок онкологічних захворювань.

Матеріали та методи. В лабораторії біомеханіки «ДУ Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінчено-елементна модель тазового поясу людини зі стегновими кістками [3]. На базовій моделі створювали 3 варіанти ендопротезування лівого кульшового суглоба в умовах післярезекційного сегментарного дефекту кісток таза, що поширюється на лобкову, сідничну та клубову кістки та порушує цілісність переднього напівкільця таза:

- ендопротезування з використанням індивідуального ендопротеза без заміщення дефекта горизонтальної гілки лобкової, сідничної кісток, без відновлення цілісності тазового кільця(модифікований «ice cream cone»);.

- ендопротезування з використанням індивідуального ендопротеза із заміщенням безпосередньо суглобових поверхонь, лобкової, сідничної кісток, відновленням цілісності тазового кільця;

- для порівняння, в якості контролю, використовували модель без дефектів тазових кісток зі стандартним ендопротезом кульшового суглоба з press-fit фіксацією ацетабулярного компонента.

Моделі індивідуальних ендопротезів розроблені і надані компанією "Остеоніка". Дані моделі ендопротезів адаптуються індивідуально до кожного пацієнта на основі STL-моделей, що створюються після сегментації КТ-зображень. Ендопротези виготовляються з титану методом 3D-друку.

У нашому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. В якості скінченого елементу, був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усі матеріали, з яких складалися моделі, одержали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин було обрано згідно з літературою [4, 5]. Властивості металоконструкцій було обрано відповідно до технічної довідкової літератури [6, 7].

В процесі дослідження моделювали одноопорне стояння на лівій нижній кінцівці. Для цього моделі навантажували вертикальною розподіленою силою величиною 540 Н, що відповідає середній вазі людини без урахування ваги опорної кінцівки. Між великим вертлюгом лівої стегнової кістки та крилом клубової кістки імітували дію

аддукторів стегна, шляхом введення відповідних сил. Моделювали дію m. gluteus medius (середній сідничний м'яз) силою 1150 Н та m. gluteus minimus (малий сідничний м'яз) силою 50 Н [8, 9]. В ділянці колінного суглоба на рівні виростків лівої стегнової кістки всі моделі мали жорстке закріплення.

Результати.

Для порівняння рівня напружень в елементах моделей з індівідуальними ендопротезами і резекційним дефектом кісток що утворюють кульшову западину в якості контролю була обрана модель без дефекту кісток таза і стандартним ендопротезом кульшового суглоба. Проведене дослідження дозволило визначити, що в кістках тазу напруження максимальної величини 46,2 МПа виникають над чашкою ендопротеза в нижній сідничній вирізці. Трохи нижчій рівень напружень 31,2 МПа спостерігається в верхній клубової ості та в нижній передній клубової ості – 21,6 МПа. У великій сідничні вирізці напруження зареєстровані на рівні 13,4 МПа. В правій лобковій кістці рівень напружень значно нижчий визначається на позначках 6,1 МПа і 5,9 МПа в її горизонтальній та нисхідній гілках відповідно. В правій лобковій кістці (з контролатерального боку) величина напружень не перевищує позначки 2,9 МПа. Серед елементів ендопротезу найбільш напруженою визначали його шийку, напруження в якою набували максимуму 92,3 МПа. Максимальний рівень напружень в чашці не перевищував позначки 36,7 МПа.

Наступним кроком роботи моделювали варіант ендопротезування кульшової западини після видалення лобкової, сідничної кісток, кульшової западини, без відновлення цілісності тазового кільця. Визначено, що при використанні ендопротеза кульшової западини після видалення лобкової, сідничної кісток, кульшової западини, без відновлення цілісності тазового кільця, напруження в кісткових елементах на стороні резекції значно нижчі за показники контрольної моделі. Так, максимальний рівень напружень визначені в верхній клубовій ості і не перевищують позначки 21,6 МПа. Приблизно на тому ж рівні 20,7 МПа зафіксована максимальна величина напружень в нижній сідничній вирізці під клубовим фланцем ендопротеза. Практично вдвічі нижчий рівень напружень спостерігали в великій сідничній вирізці 11,1 МПа та в нижній передній клубовій ості – 15,3 МПа. При цьому, в порівнянні з контрольною моделлю, з інтактного боку напруження в правій лобковій кістці підвищуються до позначки 4,5 МПа.

Було визначено, що найбільш напруженим елементом ендопротеза даного типу є гвинти в клубовому фланці, напруження в яких сягають позначки 182,3 МПа. При цьому напруження в самому клубовому фланці спостерігали на досить низькому рівні 29,0 МПа. Причиною такого розподілу напружень є консольний варіант кріплення чашки. Напруження в клубовому штифті та компресуючому гвинті розподіляються в пропорції 1:3, в абсолютних значеннях це 27,7 МПа та 75,7 МПа, відповідно. В чашці ендопротеза зафіксовано найнижчій рівень напружень 17,5 МПа, що вдвічі нижче за модель без ушкоджень тазових кісток. Але, в порівнянні з моделлю без дефектів тазових кісток, напруження в шийці ендопротеза зростають на 10 % і визначаються на рівні 103,2 МПа.

При використанні ендопротеза, що відновлює цілісності тазового кільця, в порівнянні з контрольною моделлю, спостерігали значне підвищення рівня напружень в зонах прикріплення ендопротеза, а саме, в нижній сідничній вирізці під клубовим фланцем ендопротеза до позначки 79,6 МПа та до 69,0 МПа в великій сідничній вирізці. Практично в 8 раз підвищився рівень напружень в правій (неушкодженій) лобковій кістці, де він досягнув позначки 33,5 МПа, що є наслідком того, що вона є другою точкою фіксації ендопротеза. При цьому, в верхній та нижній передній остях клубової кістки визначено зниження величин напружень в 2 рази до рівня 13,4 МПа та 10,7 МПа, відповідно.

Двохопорне закріплення ендопротеза даної конструкції відображається і на розподілі напружень в елементах самого ендопротеза. Максимальний рівень напружень переміщується саме на гвинти в контролатеральній лобковій кістці, і визначається на позначці 113,4 МПа. Наявність тільки одного клубового штифта робить його самим напруженим – 88,4 МПа, а також призводить до підвищення навантажень на клубовий фланець над чашкою до 78,5 МПа. Але завдяки наявності другої точки кріплення (на лобкової кістці) напруження в гвинтах клубового фланця не перевищують позначки 86,8 МПа, що більш ніж вдвічі нижчі на моделі ендопротеза що не відновлює тазове кільце. Цікаво відмітити, що елементи ендопротеза, які заміщують видалену лобкову кістку напружуються значно більше ніж ці елементи самої кістки при ендопротезуванні неушкодженого таза. Так, напруження на елементі, який заміщує горизонтальну гілку лобкової кістки визначено на рівні 23,5 МПа, що практично в 4 рази перевищує показник моделі без видалення цієї кістки. В елементі, що

заміщує нисхідну гілку лобкової кістки, різниця напружень з контрольною моделлю не така виразна і складає 23 %, що в абсолютних значеннях дає показник 7,7 МПа. Рівень напружень 20,5 МПа в чашці ендопротеза визначається нижчим за контрольну модель, але трохи вищим за модель без відновлення тазового кільця. Напруження 98,4 МПа в шийці ендопротеза також визначені на проміжному рівні в порівнянні з іншими моделями.

Ендопротезування з відновленням тазового кільця викликає значне підвищення рівня напружень в місцях кріплення ендопротеза на клубовій кістці та неушкодженій лобковій кістці з контролатерального боку. При цьому знижується до мінімуму рівень напружень в верхній та нижній остях клубової кістки. На підвищення рівня напружень в елементах ендопротеза, які відтворюють лобкову кістку не варто звертати увагу, так як для титану такі напруження не є критичними. Підвищений рівень напружень в кісткових елементах моделі при такому варіанті ендопротезування можна пояснити більшою жорсткістю титану в порівняні з кістковою тканиною, а також значно більшою вагою металевої конструкції. Відмова від відтворення тазового кільця, з використанням ендопротеза відповідної конструкції, призводить до порушення його жорсткості, збільшенню рухомості клубової кістки на ушкодженому боці, наслідком чого є зниження до мінімуму рівня напружень в кісткових елементах моделі.

Обговорення.

Питання заміщення резекційних периацетабулярних дефектів, є досить висвітленим на теперішній час. Більшість досліджень, констатує поступове покращення результатів лікування на фоні еволюції технологій виготовлення імплантатів, при стабільно високому рівні ускладнень механічного характеру та наголошують на необхідності поглиблення знань у цій сфері [10, 11, 12].

Можлива реалізація двох принципово різних підходів, з відновленням цілісності тазового кільця та без такого, за рахунок специфічної форми імплантату та розташування фіксуючих елементів. З біомеханічної точки зору кращим, таким що знижує напруження на фіксуючих елементах імплантату є конструкція що не відновлює тазове кільце. Проте зниження напруження відбувається за рахунок пружно еластичних, амортизуючих властивостей крижово-клубового зчленування, яке в свою чергу неминуче буде зазнавати дегенеративних змін, що реалізуються больовим синдромом. Така ситуація може виявитись неприйнятною за високого індексу маси тіла пацієнта.

Відновлення цілісності тазового кільця за рахунок елементів імплантату, що заміщують лобкову та сідничну кістки, регідно з'єднуються з контралатеральною лобковою кісткою, призводить до вираженого збільшення напружень на фіксуючих елементах лобкової кістки і може призвести до зламу останніх чи появі нестабільності, за циклічних навантажень. Водночас напруження на штифті та гвинтах клубової кістки знижується, що в сукупності зі стабільністю тазового кільця, забезпечить більш переконливі клінічні результати. Така опція створює кращі умови для менеджменту «мертвого простору» в зоні втручання та пришвидшує реабілітацію, проте за збільшеного індексу маси тіла, також, має бути використана з насторогою.

Висновки.

Застосування ендопротеза без відновлення цілісності тазового кільця призводить до істотного зниження напружень у кісткових елементах з протезованого боку, хоча й супроводжується підвищенням напружень на гвинтах клубового фланця.

Ендопротезування з відновленням тазового кільця спричиняє значне збільшення напружень у зонах фіксації протеза, особливо в області неушкодженої лобкової кістки, що стає другою опорною ланкою конструкції. Підвищення напружень в елементах ендопротеза та моделі кісток пов'язане з високою жорсткістю та масою титанових компонентів.

За критеріями мінімізації напружень у кістках і в ендопротезі більш сприятливим є варіант без відновлення тазового кільця.

Література.

1. Fujiwara T, Ogura K, Christ A, Bartelstein M, Kenan S, Fabbri N, Healey J. Periacetabular reconstruction following limb-salvage surgery for pelvic sarcomas. J Bone Oncol. 2021; 31:100396. doi: 10.1016/j.jbo.2021.100396. PMID: 34786331; PMCID: PMC8577502.
2. Hu X, Li C, Tang X, Wang Y, Luo Y, Zhou Y, Tu C, Yang X, Min L. Clinical Application of 3D-Printed Custom Hemipelvic Prostheses With Negative Poisson's Ratio Porous Structures in Reconstruction After Resection of Pelvic Malignant Tumors. Orthop Surg. 2025;17(6):1691-1701. doi: 10.1111/os.70040. PMID: 40310728; PMCID: PMC12146138.
3. Вирва О.Є, Ватаманіца Д.Б., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання деформацій кульшової западини після переломів типу 62-B1.3 за класифікацією AO/ASIF та ендопротезування в комбінації з остеосинтезом**.** Ортопедия, травматология и протезирование. 2022. (3-4): 39-44. DOI: 10.15674/0030-598720223-439-44

4. Бондаренко С.Є., Денисенко С.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження впливу чашок ендопротезів кульшових суглобів із пористого титану на розподіл напружень у кістковій тканині (математичне моделювання). Травма. 2021; 22(3): 28-37. DOI: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.2363202021

5. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. (1990). Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Київ: Наукова думка. 224 с.

6. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater. 2008;1(1):30-42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001, PMID: 19627769

7. Gere J.M., Timoshenko S.P. Mechanics of Material. 1997. P. 912

8. Crowninshield, R. D. and Brand, R. A. (1981) A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J. Biomechanics 14, 793-801

9. Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Р.В. Моделирование работы мышц тазового пояса после эндопротезирования тазобедренного сустава при различной величине общего бедренного офсета. Травма. 2017; 18 (6). 133-140. DOI: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191

10. Issa SP, Biau D, Babinet A, Dumaine V, Le Hanneur M, Anract P. Pelvic reconstructions following peri-acetabular bone tumour resections using a cementless ice-cream cone prosthesis with dual mobility cup. Int Orthop. 2018 Aug;42(8):1987-1997. doi: 10.1007/s00264-018-3785-2. Epub 2018 Jan 27. PMID: 29460155.

11. Wang J, Min L, Lu M, Zhang Y, Wang Y, Luo Y, Zhou Y, Duan H, Tu C. Three-dimensional-printed custom-made hemipelvic endoprosthesis for primary malignancies involving acetabulum: the design solution and surgical techniques. J Orthop Surg Res. 2019 Nov 27;14(1):389. doi: 10.1186/s13018-019-1455-8. PMID: 31775805; PMCID: PMC6882053.

12. Huang X, Huang D, Lin N, Yan X, Qu H, Ye Z. 3D-Printed Prosthesis with an Articular Interface for Anatomical Acetabular Reconstruction After Type I + II (+ III) Internal Hemipelvectomy: Clinical Outcomes and Finite Element Analysis. J Bone Joint Surg Am. 2025 Jan 15;107(2):184-195. doi: 10.2106/JBJS.23.01462. Epub 2024 Oct 15. PMID: 39729975; PMCID: PMC11717430.