

УДК 616.727.2-089.843:004.946](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872023336-42>

Порівняльний скінченно-елементний аналіз напружено-деформованого стану двох тривимірних моделей реверсивних тотальних ендопротезів

М. О. Корж¹, В. Б. Макаров², Marcin Chilik³, С. В. Зданевич⁴, М. С. Смоляр⁵

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

² КНП «Міська клінічна лікарня № 16» ДМР, Дніпро, Україна

³ Otic Engineering & Manufacturing UK Ltd, Gloucester, UK

⁴ Дніпровський аграрно-економічний університет МОН України

⁵ ТОВ «ЕСПЕР», Київ, Україна

Objective. To conduct a finite element analysis of the stress-strain state (STS) of the elements of the shoulder joint after implantation reverse shoulder endoprotheses. *Material and methods.* After 3D-scanning of the composite model of the scapula and humerus, geometric models of the shoulder joint were built in the SolidWorks 2019 SP 1.0 program, followed by mathematical modeling and FEA. For the comparative analysis of the STS of the «bone – reverse endoprosthesis» system, three-dimensional models of two types of reverse shoulder endoprotheses were created, which were then transformed into a finite-element model and implanted into the developed three-dimensional mathematical model of the shoulder joint without cement. The STS calculations of the elements of endoprotheses were carried out for two positions: abduction 90° and flexion 90° with a load of 5 kg. *Results.* Compared to the healthy shoulder joint, models with reverse shoulder endoprosthesis have significantly different contact stresses and contact areas. It was established that the maximum stress in the details of the contact parts of the endoprosthesis when retracted at an angle of 90° did not exceed +1.78 MPa, when bending +5.8 MPa. The maximum stresses on the liner during shoulder abduction are +8.6 MPa, the minimum –7.38 MPa, during flexion +2.3 MPa and –2.45 MPa, respectively. It has been proven that the contact areas of the hemisphere and inserts of both reverse endoprotheses during abduction and flexion of the limb by 90° are significantly larger (573 mm² vs. 1809–2081 mm²) when compared with a healthy shoulder joint, while changes in the area between the endoprotheses are insignificant and equal to 2...3 %. *Conclusions.* Analysis of the STS load of elements of reverse shoulder endoprosthesis showed that the greatest stresses occur in the contact zones. It has been proven that the maximum stresses on the contact structures of endoprotheses are less than on the head of a healthy joint, but the contact area during implantation of a reversible endoprosthesis of the shoulder joint increases significantly (more than 3 times). *Keywords.* Shoulder joint, total shoulder replacement, finite element analysis, 3D-imaging.

Мета. Провести скінченно-елементний аналіз (СЕА) напружено-деформованого стану (НДС) елементів плечового суглоба та імплантатів двох типів реверсивних ендопротезів плечового суглоба. *Матеріал і методи.* Після 3D-сканування композитної моделі лопатки та протеза плечової кістки, побудовано геометричну модель плечового суглоба в програмі SolidWorks 2019 SP 1.0 із наступним математичним моделюванням й аналізом НДС. Для порівняльного аналізу НДС системи «кістка – реверсивний ендопротез» створено тривимірні моделі двох типів реверсивних тотальних ендопротезів плечової кістки, які трансформовано в скінченно-елементні моделі й імплантовано в розроблену тривимірну модель плечового суглоба без цементу. Проведено розрахунки НДС елементів ендопротезів плечового суглоба для двох положень: абдукція 90° та згинання 90° з навантаженням 5 кг. *Результати.* Порівняно зі здоровим плечовим суглобом, моделі з реверсивними тотальними ендопротезами плечового суглоба мають значно інші контактні напруження та площі контакту. Встановлено, максимальне напруження в деталях контактних частин ендопротеза за відведення під кутом 90° не перевищувало +1,78 МПа, згинання +5,8 МПа. Максимальні напруження на вкладці за абдукції плеча +8,6 МПа, мінімальні –7,38 МПа, під час згинання відповідно +2,3 МПа та –2,45 МПа. Доведено, що контактні площі гемісфери та вкладки обох реверсивних ендопротезів за абдукції та згинання кінцівки на 90° значно більше (573 мм² проти 1809–2081 мм²) порівняно зі здоровим плечовим суглобом, при цьому зміни площі між ендопротезами незначні та дорівнюють 2–3 %. *Висновки.* Аналіз НДС навантаження елементів реверсивних тотальних ендопротезів показав, що найбільші напруження виникають у їхніх контактних зонах. Доведено, що максимальні напруження на контактних структурах ендопротезів менше ніж на головці здорового суглоба, але площа контакту в разі імплантації реверсивного ендопротеза плечового суглоба значно збільшується (більше ніж у 3 рази).

Ключові слова. Плечовий суглоб, реверсивний ендопротез, скінченно-елементний аналіз, тривимірне моделювання

Вступ

Метод скінченних елементів (finite element analysis — FEA), як один із інструментів дослідження в біомеханіці був уперше використаний W. Brekelmans [1]. Наразі завдяки розвитку комп'ютерних технологій та вдосконаленню математичного моделювання, FEA є загальновизнаною ефективною і неінвазивною методикою аналізу нових імплантатів на основі отримання даних щодо розподілу деформацій та напружень [2–6].

Відомо, що більшість переломів проксимального відділу плечової кістки (ППВПК) виникає у пацієнтів похилого віку з остеопорозом [7]. Фіксація імплантатів у проксимальному відділі плечової кістки на тлі остеопорозу є складним завданням для хірургів. Реверсивне тотальне ендопротезування плечового суглоба (RTSA) є однією з методик хірургічного лікування пацієнтів із фрагментарними ППВПК на фоні остеопорозу [8]. Проте для проведення FEA-дослідження необхідне коректне задання граничних умов, що непросте через складну структуру плечового суглоба, урахування всі м'язи та зв'язки, що діють разом. Оскільки стабільність плечового суглоба здебільшого забезпечується м'якими тканинами, то автори [9–10] одними з перших у 3D-модель окрім кісток включили основні обертальні м'язи, але їх розглядали як пасивні структури. Більшість FEA-досліджень, спрощували математичну модель плечових суглобів, ігноруючи взаємодію м'язів, зв'язок, кісток та інших оточуючих структур [11–12]. На наш погляд, розглядати м'язи треба як динамічні структури, що дозволить оптимально визначитись із виникаючим переміщенням і контактними зонами штучного ендопротеза плечового суглоба.

Мета: розробити математичну модель плечового суглоба з урахуванням м'язів та їхнього кріплення, провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану (НДС) елементів плечового суглоба в нормі та після імплантації двох типів реверсивних ендопротезів плечового суглоба.

Матеріал і методи

Для тривимірного моделювання плечового суглоба після 3D-сканування композитної моделі лопатки та плечової кістки шведської компанії [13], побудовано геометричні моделі у програмі SolidWorks 2019 SP 1.0 із математичним моделюванням й аналізом НДС у пакеті прикладних програм ANSYS 2022 R2 (Licences belongs to Ontic Ltd 01159718, serial N 0000-0001-5371-9527, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA) [14]. Дослідження проводилося на базі: 3D-сканування кісток і створення 3D-моделей, аналіз, узагальнення результатів та висновки ґрунтуючись на розробках ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України». Фізико-механічні властивості прошарків моделі та сама 3D-модель були взяті з робіт [15–19].

Для порівняльного аналізу НДС системи «кістка – імплантат» створені тривимірні моделі реверсивних тотальних ендопротезів плечової кістки, що потім трансформовані в скінченно-елементні моделі (СЕМ) та вбудовані в розроблену тривимірну математичну модель плечового суглоба [15] без цементу (рис. 1).

У розроблених СЕМ використаний елемент Tetra10 із десятима вузлами, кількість елементів — 530 094, кількість вузлів — 784 700, середній лінійний розмір елементів — 2 мм. Проведено розрахунки НДС елементів двох реверсивних тотальних ендопротезів плечового суглоба для двох положень: абдукція 90° та згинання 90° із навантаженням 5 кг (рис. 2, 3).

Схему прикладених пружних елементів наведено на рис. 4. Характеристики матеріалів компонентів реверсивних ендопротезів надані в табл. 1 [21–24].

Статистичний аналіз даних було здійснено безпосередньо в програмному пакеті ANSYS та за допомогою програмного пакета Mathcad (версія 15.0). Порівняння проводилося за непараметричним критерієм Вілкоксона.

Таблиця 1

Фізико-механічні властивості матеріалів моделей реверсивних тотальних ендопротезів

Тип тканини	Щільність, кг/м ³	Модуль Юнга E, ГПа	Коефіцієнт Пуасона ν	Межа міцності на розтяг, σ^+ , МПа	Межа міцності на стиск, σ^- , МПа
Пористий титан	4 354	0,61	0,34	170	105
UHMWPE	930	0,60	0,46	21	48
CoCr alloy	8 400	0,20	0,29	1 100	800

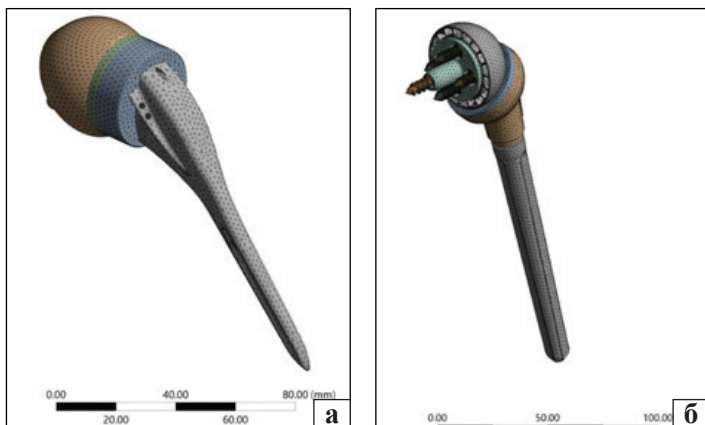


Рис. 1. Загальний вигляд СЕМ реверсивного тотального ендопротеза плечового суглоба: а) UNIC Reverse Evolutis, France [21]; б) запропонованого авторами [25]

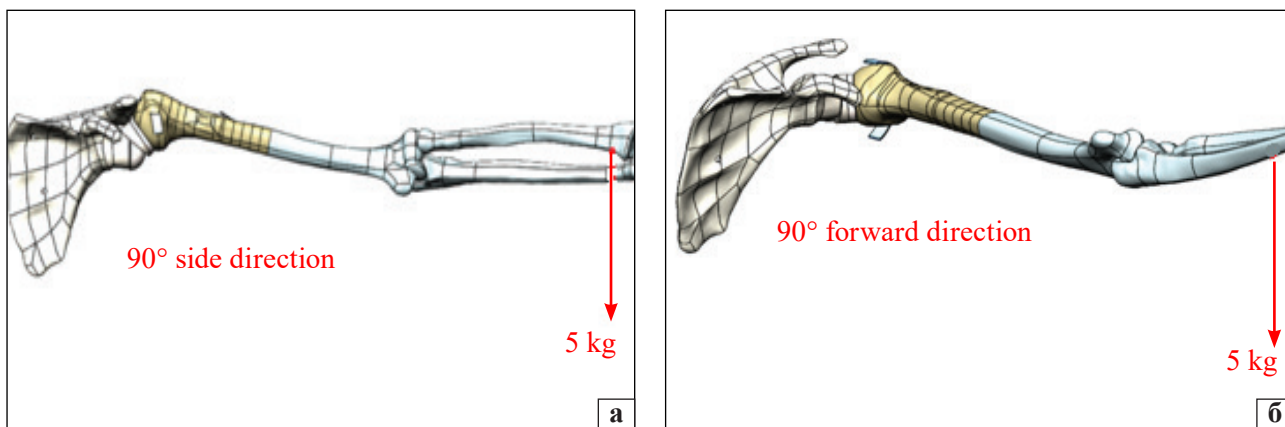


Рис. 2. Плечовий суглоб: кінематична модель і схема навантаження: а) абдукції до 90°; б) згинання до 90° з навантаженням 5 кг

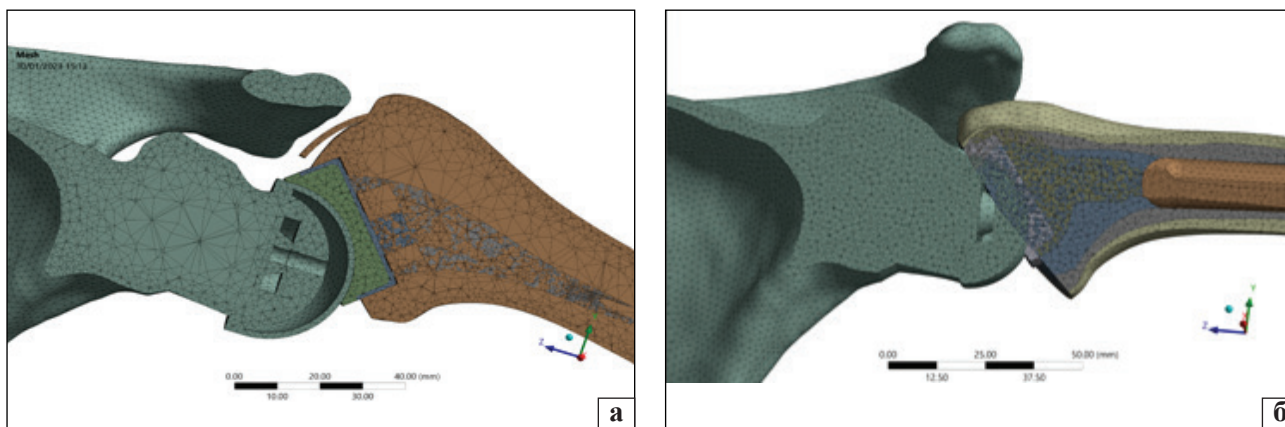


Рис. 3. Схеми СЕМ плечового суглоба з реверсивним тотальним ендопротезом плечового суглоба для розрахункового випадку абдукції (відведення) плеча на 90° з: а) UNIC Reverse Evolutis, France [21]; б) запропонованого авторами [25]

Таблиця 2

Максимальні та мінімальні напруження в елементах ендопротезів у положенні абдукції 90° та площі контакту

Розрахунок НДС для моделі	Максимальні напруження, МПа		Мінімальні напруження, МПа		Площа контакту, мм ²
	на гемісфері за абдукції 90°	на вкладці за абдукції 90°	на гемісфері за абдукції 90°	на вкладці за абдукції 90°	
UNIC Reverse Evolutis, France	1,78	8,60	-6,75	-7,38	1 809,48
Реверсивний тотальний ендопротез авторів	1,22	0,12	-2,20	-0,12	1 948,24

Результати та їх обговорення

За результатами розрахунків встановлено, що залежно від кута та напрямку відведення кінцівки розподіл максимальних і мінімальних головних напружень для гемісфери ендопротезів і вкладок ендопротезів має нелінійний характер. За реверсивного ендопротезування плечового суглоба виникає зміна напрямків результуючих

векторів зусиль, що виникають під час роботи м'язів, оточуючих плечовий суглоб, змінюються відстані між місцями кріплення пружних зв'язків порівняно зі здоровим плечовим суглобом, що призводить, як наслідок, до зміни кінематики плечового суглоба.

У табл. 2, 3 наведено мінімальні та максимальні напруження в елементах ендопротезів у положенні абдукції 90° , згинання 90° та площі контакту, а також здорового плеча. На рис. 5, 6 подано приклади візуалізації напружень.

Максимальне напруження в контактних частинах ендопротеза під час відведення під кутом 90° не перевищувало $+1,78$ МПа, за згинання $+5,8$ МПа. На вкладці за абдукції плеча максимальні напруження $+8,6$ МПа, мінімальні напруження на вкладці досягають $-7,38$ МПа, за згинання відповідно $+2,3$ МПа та $-2,45$ МПа (див. табл. 2).

Аналіз отриманих даних показав, що контактні площі гемісфери та вкладки обох реверсивних ендопротезів за абдукції та згинання кінцівки на 90° значно більше порівняно зі здоровим плечовим суглобом [15] (табл. 3), при цьому зміни площі між ендопротезами незначні та дорівнюють 2–3 %.

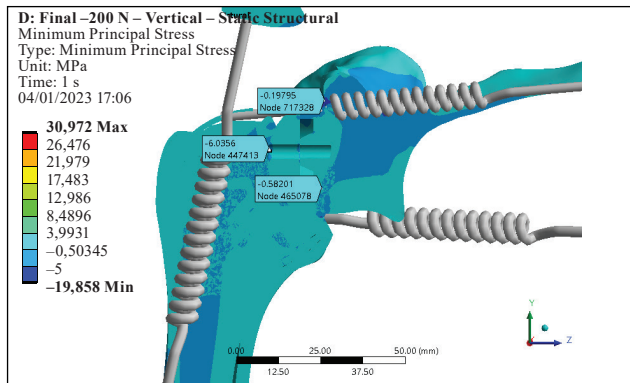


Рис. 4. Приклад розрахунку НДС моделі «кістка – реверсивний ендопротез плеча» з пружними елементами, що імітують м'язи

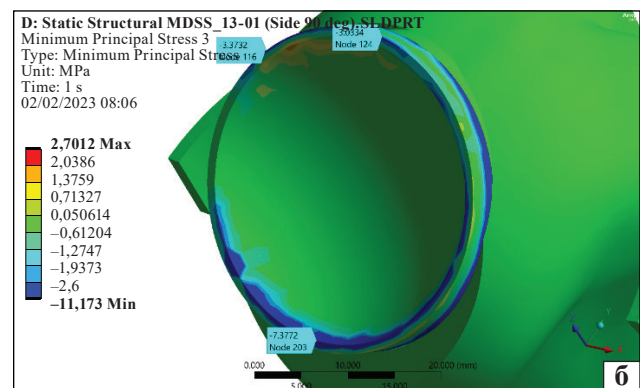
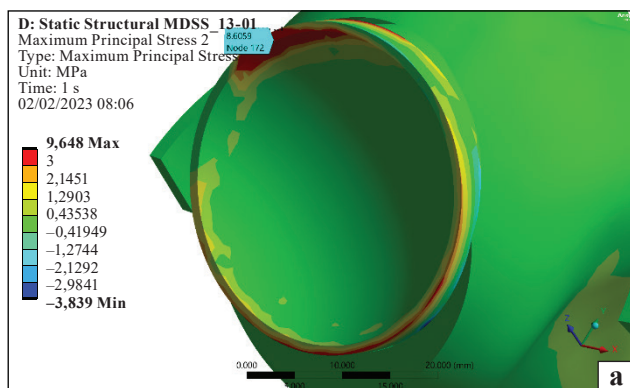


Рис. 5. НДС реверсивного тотального ендопротеза плечового суглоба UNIC Reverse Evolutis, France в положенні абдукції 90° : а) максимальні напруження на вкладці; б) мінімальні напруження на вкладці

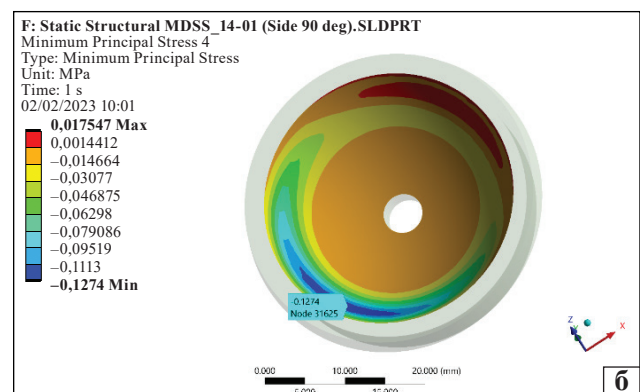
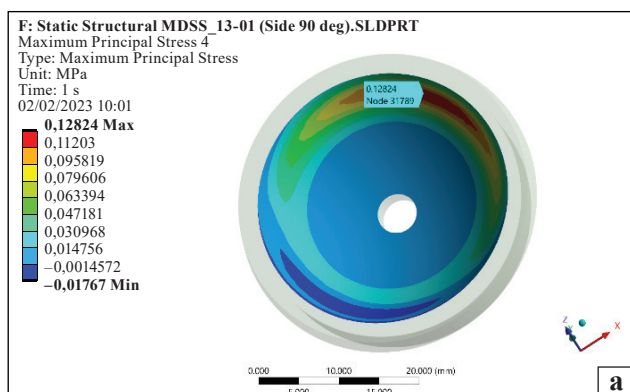


Рис. 6. НДС запропонованого авторами реверсивного тотального ендопротеза плечового суглоба в положенні абдукції 90° : а) максимальні напруження на вкладці; б) мінімальні напруження на вкладці

Таблиця 3

Максимальні та мінімальні напруження в елементах ендопротезів і здорового плечового суглоба під час згинання плеча до 90° та площі контакту

Розрахунок НДС для моделі	Максимальні напруження, МПа			Мінімальні напруження, МПа			Площа контакту, мм ²
	на гемісфері за згинання плеча до 90°	на вкладці за згинання плеча до 90°	за кута відведення плеча 90°	на гемісфері за згинання плеча до 90°	на вкладці за згинання плеча до 90°	за кута відведення плеча 90°	
UNIC Reverse Evolutis, France	2,20	2,30	—	-3,60	-2,45	—	1897,93
Реверсивний тотальний ендопротез авторів	5,80	0,12	—	-2,45	-0,13	—	2081,60
Суглобовий хрящ головки плечової кістки	—	—	+13,8	—	—	-3,58	573
Суглобовий хрящ глені-дальної западини лопатки	—	—	+3,62	—	—	—	—

Ми вважаємо, по-перше, що збільшення площі контакту приводить до профілактики виходу ендопротеза за рахунок збільшення руху контактних поверхонь однієї відносно іншої (1897,93–2081,60 мм² проти 573 мм² у здоровому суглобі).

По-друге, м'язи навколо плечового суглоба в разі зміни центра обертання (у реверсивних ендопротезах виникає його медіалізація) за реверсивного тотального ендопротезування розтягуються та подовжуються, тому максимальні напруження на контактних структурах ендопротезів менше ніж на головці здорового суглоба [15] (табл. 2, 3). Таким чином, технічні особливості запропонованого авторами реверсивного тотального ендопротеза дозволяють отримати достатню площу контакту, але зі зменшенням максимальних та мінімальних напружень на контактуючих поверхнях. Збільшення площі контакту, з іншого боку, призводить до обмеження обсягу рухів порівняно зі здоровим плечовим суглобом [15, 20, 21, 26, 27].

Аналіз НДС навантаження елементів двох типів моделей реверсивного тотального ендопротеза показав, що найбільші напруження виникають у контактних зонах ендопротезів. Отримані результати чисельного моделювання НДС в елементах ендопротезів порівняно з допустимими напруженнями для матеріалів. Визначено, що залежно від напрямку руху напруження змінюється нелінійно.

Доведено, що комп'ютерне моделювання RTSA полегшує оцінювання навантаження на м'язи та суглоби, яке наразі неможливо виміряти неінвазивно *in vivo*. Моделювання та симуляція RTSA зіграли вирішальну роль у позиціонуванні імплантата й вдосконаленні хірургічної техніки [28, 29]. На сьогодні більшість інструментів для моделювання та симуляції вимагають високого рівня

знань і, здебільшого, обмежені дослідницьким середовищем [30, 31].

Ми вважаємо, що коректне оцінювання аналізу напружень та деформацій, що виникають у конструктивних елементах ендопротеза плечового суглоба та оточуючих його кістках, значною мірою залежить від моделювання м'язів та потребує моделі, здатної точно та надійно прогнозувати рух м'язів в автоматизованих умовах. Чисельні дослідники підходять до цієї проблеми по-різному. Так, автори [8] побудували 3D-модель плечового суглоба та проаналізували методом FEA. Особливість їхньої моделі полягає в побудові чотирьох м'язів ротаторної манжети та трьох пучків дельтоподібного м'яза у вигляді «нитки перлів». М'язові пучки склалися з 15 жорстких сфер, з'єднаних лінійно-пружними пружинами і прикріплених до кісток. Вільні кінці м'язових пучків підтягували до місця вставлення, після чого здійснювали рухи плечем. Модель FEA показала хорошу якість відповідності із раніше опублікованими результатами для відведення, згинання та осьового обертання до та після RTSA.

Розроблені тривимірні моделі «кістка – реверсивний ендопротез» з урахуванням м'язів та їхньої взаємодії з кістками та результати, отримані після аналізу НДС, у майбутньому можуть бути використані для впровадження нових ефективніших методик лікування, включаючи нові конструкції ендопротезів плечового суглоба.

Висновки

Аналіз напружено-деформованого стану елементів двох типів моделей реверсивного тотального ендопротеза показав, що найбільші напруження виникають у контактних зонах ендопротезів. Отримані результати чисельного моделювання напружено-деформованого стану в елементах ендопротезів значно менше з допустимими на-

пруженнями для матеріалів. Визначено, що залежно від напрямку руху напруження змінюється нелінійно.

Розроблена нами тривимірною моделю «кістка – реверсивний ендопротез» із введенням пружних елементів, що імітують м'язи, оточуючі плечовий суглоб, надала змогу виконати стабілізацію моделі й оцінити методом скінченно-елементного аналізу розподіл напружень у конструктивних елементах ендопротезів.

Доведено, що максимальні контактні напруження в реверсивних ендопротезах порівняно зі здоровим плечовим суглобом менше, але площа контакту за імплантації реверсивного ендопротеза плечового суглоба значно збільшується (більше ніж у 3 рази).

Джерело фінансування: бюджетні (робота виконана в межах НДР ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна: «Експериментальне вивчення реакції кісткової тканини та біомеханічних властивостей системи «імплантат – кістка» в разі використання інноваційних 3D-надрукованих матеріалів із полімолочної кислоти та трабекулярного титану», номер держреєстрації 0119U102449) та власні кошти.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Brekelmans, W. A. M., Poort, H. W., & Slooff, T. J. J. H. (1972). A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43 (5), 301–317. <https://doi.org/10.3109/17453677208998949>
2. Ye, Y., You, W., Zhu, W., Cui, J., Chen, K., & Wang, D. (2017). The Applications of Finite Element Analysis in Proximal Humeral Fractures. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, (2), 1–9. <https://doi.org/10.1155/2017/4879836>
3. Mousa, M. A., Abdullah, J. Y., Jamayet, N. B., El-Anwar, M. I., Ganji, K. K., Alam, M. K., & Husein, A. (2021). Biomechanics in Removable Partial Dentures: A Literature Review of FEA-Based Studies. *BioMed Research International*, 1–16. <https://doi.org/10.1155/2021/5699962>
4. Sugano, N., Hamada, H., Uemura, K., Takashima, K., & Nakahara, I. (2022). Numerical analysis evaluation of artificial joints. *Journal of Artificial Organs*, 25 (3), 185–190. <https://doi.org/10.1007/s10047-022-01345-0>
5. Sabesan, V. J., Lima, D. J. L., Yang, Y., Stankard, M. C., Drummond, M., & Liou, W. W. (2020). The role of greater tuberosity healing in reverse shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 29 (2), 347–354. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.07.022>
6. Huang, Y., Ernstbrunner, L., Robinson, D. L., Lee, P. V. S., & Ackland, D. C. (2021). Complications of Reverse Total Shoulder Arthroplasty: A Computational Modelling Perspective. *Journal of Clinical Medicine*, 10 (22), 5336. <https://doi.org/10.3390/jcm10225336>
7. Mellstrand Navarro, C., Brolund, A., Ekholm, C., Heintz, E., Hoxha Ekstrom, E., Josefsson, P. O., Leander, L., Nordstrom, P., Ziden, L., & Stenstrom, K. (2018). Treatment of humerus fractures in the elderly: A systematic review covering effectiveness, safety, economic aspects and evolution of practice. *PLOS ONE*, 13 (12), e0207815. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0207815>
8. Goetti, P., Denard, P. J., Collin, P., Ibrahim, M., Mazzolari, A., & Lädermann, A. (2021). Biomechanics of anatomic and reverse shoulder arthroplasty. *EFORT Open Reviews*, 6 (10), 918–931. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210014>
9. Büchler, P., & Farron, A. (2004). Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 19 (1), 16–23. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.09.009>
10. Büchler, P., Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R., Iannotti, J. P., & Farron, A. (2002). A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17 (9–10), 630–639. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00106-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00106-7)
11. Xia, S., Zhang, Y., Wang, X., Wang, Z., Wang, W., Ma, X., & Tian, S. (2015). Computerized Virtual Surgery Planning for ORIF of Proximal Humeral Fractures. *Orthopedics*, 38 (5), e428–e433. <https://doi.org/10.3928/01477447-20150504-62>
12. Webb, J. D., Blemker, S. S., & Delp, S. L. (2012). 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17 (8), 829–837. <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.719605>
13. Sawbones: biomechanical test materials: A Division of Pacific Research Laboratories [web source]/Sawbones Europe AB, 2018. Retrieved from: <http://www.sawbones.com>.
14. Gadala, M. (2020). Finite elements for engineers with Ansys applications. Cambridge, Cambridge University Press.
15. Korzh, M., Makarov, V. ., Smerdov, S., Tankut O., Pidgaiska, O., & Zdanevych, S. (2023). Analysis of the stress-strain state three-dimensional model of a healthy shoulder joint. *ORTHOPAEDICS TRAUMATOLOGY and PROSTHETICS*, (3), 27–36. <https://doi.org/10.15674/0030-59872021327-36>
16. Lazarev, I. A., Lomko, V. M., Strafun, S. S., & Skiban, M. V. (2018). Comparative analysis of stress-strain changes at the humeral head cartilage in different types of glenoidlabrum injuries. *TRAUMA*, 19 (2), 51–59. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.19.2018.130654>
17. Zheng, M., Zou, Z., Bartolo, P. J. D. S., Peach, C., & Ren, L. (2016). Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 33 (2), e02777. <https://doi.org/10.1002/cnm.2777>
18. Gunneswara Rao, T. D. & Andal, M. (2018). Strength of Materials: Fundamentals and Applications. Gunneswara Rao. Cambridge University Press.
19. Singh, D., Rana, A., Jhahria, S. K., Garg, B., Pandey, P. M., & Kalyanasundaram, D. (2018). Experimental assessment of biomechanical properties in human male elbow bone subjected to bending and compression loads. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 17 (2), 228080001879381. <https://doi.org/10.1177/2280800018793816>
20. Haering, D., Raison, M., & Begon, M. (2014). Measurement and Description of Three-Dimensional Shoulder Range of Motion With Degrees of Freedom Interactions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136 (8). <https://doi.org/10.1115/1.4027665>
21. Frankle, M., Marberry, S., & Pupello, D. (Eds.). (2016). Reverse Shoulder Arthroplasty: Biomechanics, Clinical Techniques, and Current Technologies. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-20840-4>
22. Falkowska, A., Seweryn, A., & Skrodzki, M. (2020). Strength Properties of a Porous Titanium Alloy Ti6Al4V with

- Diamond Structure Obtained by Laser Power Bed Fusion (LPBF). *Materials*, 13 (22), 5138. <https://doi.org/10.3390/ma13225138>
23. Zhang, C., Zhang, L., Liu, L., Lv, L., Gao, L., Liu, N., Wang, X., & Ye, J. (2020). Mechanical behavior of a titanium alloy scaffold mimicking trabecular structure. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15 (1). <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1489-y>
 24. Hussain, M., Naqvi, R. A., Abbas, N., Khan, S. M., Nawaz, S., Hussain, A., Zahra, N., & Khalid, M. W. (2020). Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene (UHMWPE) as a Promising Polymer Material for Biomedical Applications: A Concise Review. *Polymers*, 12 (2), 323. <https://doi.org/10.3390/polym12020323>
 25. Korzh M. O., Manukyan V. A., Kosyakov O. M., Makarov V. B., Kovalev A. M., Strelnytskyi V. E., Vasiliev V. V., Yermakov V. R., Nikitin Yu. M., Grebennikov K. O., & Chupryna D. O. Reversible total modular endoprosthesis of the shoulder joint. Patent № 147264 UA. (In Ukrainian)
 26. Collotte, P., Erickson, J., Vieira, T. D., Domos, P., & Walch, G. (2021). Clinical and radiologic outcomes of eccentric glenosphere versus concentric glenosphere in reverse shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 30 (8), 1899-1906. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.10.032>
 27. Helmkamp, J. K., Bullock, G. S., Amilo, N. R., Guerrero, E. M., Ledbetter, L. S., Sell, T. C., & Garrigues, G. E. (2018). The clinical and radiographic impact of center of rotation lateralization in reverse shoulder arthroplasty: A systematic review. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 27 (11), 2099–2107. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.007>
 28. Ingrassia, T., Nigrelli, V., Ricotta, V., Nalbone, L., D'Arienzo, A., D'Arienzo, M., & Porcellini, G. (2019). A new method to evaluate the influence of the glenosphere positioning on stability and range of motion of a reverse shoulder prosthesis. *Injury*, 50, S12–S17. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.01.039>
 29. Zhang, M., Junaid, S., Gregory, T., Hansen, U., & Cheng, C. (2019). Effect of baseplate positioning on fixation of reverse total shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 62, 15–22. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.021>
 30. Ackland, D. C., Robinson, D. L., Wilkosz, A., Wu, W., Richardson, M., Lee, P., & Tse, K. M. (2019). The influence of rotator cuff tears on muscle and joint contact loading after reverse total shoulder arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 37 (1), 211–219. <https://doi.org/10.1002/jor.24152>
 31. Glenday, J., Kontaxis, A., Roche, S., & Sivarasu, S. (2019). Effect of humeral tray placement on impingement-free range of motion and muscle moment arms in reverse shoulder arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 62, 136–143. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.02.002>

Стаття надійшла до редакції 10.08.2023

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE OF 3D COMPUTER GENERATED IMAGING OF REVERSE TOTAL SHOULDER ENDOPROSTHESES

M. O. Korzh ¹, V. B. Makarov ², Marcin Chilik ³, S. V. Zdanevych ⁴, M. S. Smoliar ⁵

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

² Municipal non-profit enterprise «City Clinical Hospital № 16» of the Dnipro City Council. Ukraine

³ Ontic Engineering & Manufacturing UK Ltd, Gloucester, UK

⁴ Dnipro State Agrarian and Economic University. Ukraine

⁵ Limited Liability Company «ESPER», Kyiv. Ukraine

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com

✉ Vasyl Makarov, MD, PhD in Orthopaedics and Traumatology: vasylnmakarov2010@gmail.com

✉ Marcin Chilik, PhD in Tech. Sci: mchilik@gmail.com

✉ Serhii Zdanevych, PhD in Tech. Sci: zdanevych.s.v@dsau.dp.ua

✉ Maksym Smoliar: maxsmoliar@gmail.com