

ПРИКЛАДНА МЕХАНІКА

УДК 539.3:615.477

[https://doi.org/10.32515/2664-262X.2026.14\(45\).137-145](https://doi.org/10.32515/2664-262X.2026.14(45).137-145)

О.С. Мусієнко¹, докт. філ., О. М. Сулима², ст. наук. співр., канд. мед. наук,
О. І. Моргун¹, Р. В. Черемшук¹

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

²Державна установа «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

e-mail: olga.musinko@gmail.com

Скінченно-елементний аналіз впливу геометричних параметрів ніжки ревізійного колінного імплантата на напружений стан великогомілкової кістки

У роботі розроблено тривимірну скінченно-елементну модель системи «великогомілкова кістка – ревізійний колінний імплантат» для оцінювання напруженого стану губчастої кісткової тканини. Досліджено вплив діаметра та довжини ніжки протеза в межах повного факторного експерименту. Побудовано регресійну модель для прогнозування максимальних еквівалентних напружень і показано можливість скорочення обчислювальних витрат під час інженерного підбору параметрів імплантатів. **Скінченно-елементний аналіз, біомеханіка, імплантати, ендопротези, ортопедія, напружено-деформований стан, оптимізація конструкцій**

Постановка проблеми. У сучасній ортопедії та травматології зростає потреба у застосуванні ревізійного ендопротезування колінного суглоба, що зумовлено збільшенням кількості складних ушкоджень кісткової тканини та випадків асептичної нестабільності первинних імплантатів. Однією з основних причин передчасного порушення фіксації компонентів протеза є несприятливий напружено-деформований стан губчастої кісткової тканини в зоні контакту з ніжкою імплантата. Вагомий вплив на характер розподілу напружень мають геометричні параметри ніжки протеза, зокрема її довжина та діаметр. Оптимальний вибір цих параметрів дозволяє знизити рівень механічного навантаження на кісткову тканину, зменшити ризик розвитку асептичної нестабільності та підвищити довговічність ревізійних колінних імплантатів, що є актуальним завданням для інженерної біомеханіки та клінічної практики.

Постановка завдання. З метою підвищення ефективності проєктування ревізійних колінних імплантатів актуальним є встановлення кількісної залежності між геометричними параметрами ніжки протеза та напруженим станом губчастої кісткової тканини. Завданням даної роботи є дослідження впливу довжини та діаметра ніжки ревізійного колінного імплантата на максимальні еквівалентні напруження у губчастій кістці методом скінченних елементів, побудова регресійної моделі для прогнозування рівня напружень, а також формування рекомендацій щодо вибору геометричних параметрів ніжки імплантата з урахуванням зниження ризику асептичної нестабільності.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Під час військових конфліктів найбільш поширеними пораненнями кінцівок є осколкові (85%) та кульові (12%) [1-2].

Ураження великогомілкової та стегнової кістки часто супроводжуються складними ускладненнями, що робить їхнє лікування важким та тривалим. У зв'язку зі збільшенням кількості пацієнтів із дефектами колінних суглобів актуальним є створення комп'ютерної технології проектування та виготовлення індивідуалізованих ревізійних колінних протезів [3-5].

Однією з ключових проблем є дослідження напружено-деформованого стану губчастої кісткової тканини, оскільки її деградація під впливом імплантата може спричинити асептичну нестабільність компонентів протеза, що вимагає повторного хірургічного втручання [6].

Задачею цього дослідження є проведення аналізу напружено-деформованого стану системи «великогомілкова кістка-ревізійний колінний імплантат» методом скінченних елементів за різних розмірах ніжки протеза, для розробки оптимальних методик проектування індивідуалізованих імплантатів. Дослідження має мету створити регресійну модель, яка відображатиме вплив геометричних розмірів протезу на рівень напружень, що виникають у губчастій кістковій тканині.

Метою роботи є виконання чисельних обчислень методами математичного моделювання та комп'ютерного симулювання для системи «кістка-ревізійний колінний протез», з урахуванням факторів, таких як довжина і діаметр ніжки протезу, згідно з планом повного факторного експерименту. Крім того, метою є створення регресійної моделі, що відображає вплив цих факторів на рівень напружень. Це дозволить аналізувати вплив розмірів протезу на напружено-деформований стан кістки, уникнувши складних обчислень в повному обсязі.

Виклад основного матеріалу. Першим етапом дослідження є створення геометричної моделі. З використанням комп'ютерної томографії було отримано хмару точок, які описують зовнішню поверхню великогомілкової кістки. Оскільки трубчасті кістки мають неоднорідну структуру та складаються з кортикальної та губчастої кісткових тканин, на основі отриманої поверхні, було створено двошарову твердотільну модель [7-9]. Також за даними КТ було визначено товщину кортикального шару кісткової тканини: 1 мм в епіфізі та 4 мм в діафізі.

Спростивши геометрію існуючого ревізійного колінного імплантата було створено геометричну твердотільну модель протеза, яку було зпозиціоновано таким чином, щоб між ніжкою імплантата та кортикальною кістковою тканиною був відсутній контакт (рис. 1).

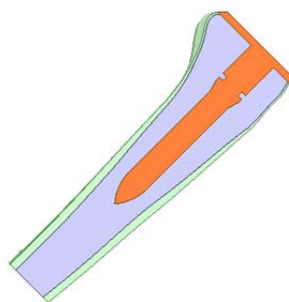


Рисунок 1 - Геометрична модель системи «великогомілкова кістка – ревізійний колінний імплантат» в розрізі

Джерело: розроблено авторами

Проведення натурного експерименту з визначення детального напружено-деформованого стану системи «кістка-протез» є неможливим, тому виникла необхідність проведення скінченно-елементного аналізу [10] у програмному пакеті ANSYS Workbench. Для полегшення розрахункової моделі, було зроблено припущення про пружну, ізотропну, лінійну поведінку матеріалів [11].

Оскільки матеріалом колінного імплантата є титановий сплав Ti-6Al-4V виготовлений за допомогою 3д-друку методом лазерного спікання, особливої уваги заслуговує дослідження його механічних властивостей. Для цього в попередній роботі було проведено статичні випробування на розтяг трьох зразків та визначено механічні характеристики [12].

Механічні властивості сплаву Ti-6Al-4V та кісткових тканин, використаних у розрахунковій моделі, наведені в Таблиці 1.

Таблиця 1- Механічні властивості матеріалів системи кістка-протез

Об'єкт	Матеріал	Е, ГПа	μ
Протез	Титановий сплав Ti-6Al-4V	109	0,29
Зовнішній шар кісткової тканини	Кортикальна кістка	17	0,3
Внутрішній шар кісткової тканини	Губчаста кістка	0,7	0,2

Джерело: розроблено на підставі [12 -13]

Геометричну модель було дискретизовано на об'ємні елементи другого порядку, а саме SOLID186 та SOLID187. Отримана скінченно-елементна модель (рис. 2а) складалась з $\approx 2,5 \times 10^6$ вузлів та $\approx 1,6 \cdot 10^6$ елементів. Для верифікації скінченно-елементної моделі була проведена конвергенція результатів та доведено, що ступінь дискретизації SE моделі є достатньою.

В якості граничних умов було обрано жорстке закріплення нижньої грані кістки та до верхньої грані імплантата було прикладено вертикальну силу 750Н, що відповідає масі людини (рис. 2б). Оскільки розглядається контактна задача, то було встановлено жорсткий контакт між кісткою та протезом.

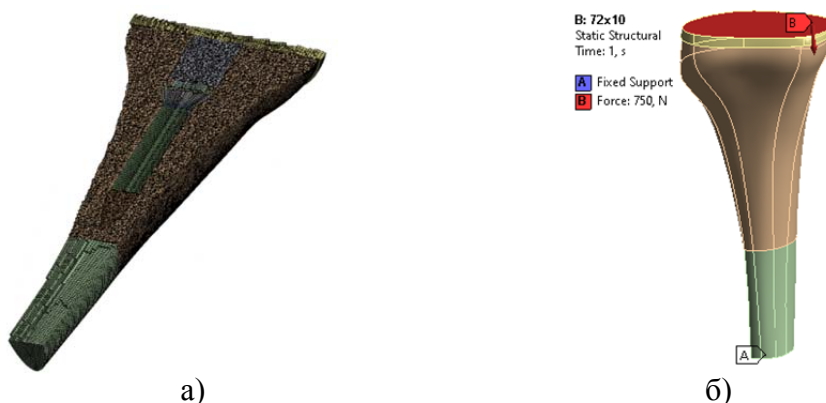


Рисунок 2 - SE модель системи «великогомілкова кістка – ревізійний колінний імплантат»: а) SE сітка у розрізі; б) граничні умови

Джерело: розроблено авторами

Розрахунки чисельної моделі було виконано відповідно до плану повного факторного експерименту $3^2/9$: два фактори на трьох рівнях – всього дев'ять комбінацій. Максимальний діаметр ніжки протеза (D) становив 14 мм, мінімальний – 10 мм, проміжний – 12 мм. Максимальна довжина ніжки протеза (L) становила 112 мм, мінімальна – 72 мм і проміжна 92 мм. Вибір діапазонів змін геометричних параметрів (діаметр: 10–14 мм, довжина: 72–112 мм) було здійснено на основі аналізу літературних даних та клінічних рекомендацій для ревізійних колінних імплантатів. Ці значення є типовими для імплантів, що застосовуються в ортопедичній практиці, та забезпечують сумісність з анатомічними особливостями великогомілкової кістки.

Функцією відгуку \hat{y} було обрано максимальне еквівалентне напруження за Мізесом у МПа на зовнішній поверхні губчастої кісткової тканини. Значення цих даних, у відповідності до цього досліджу, наведені нижче (табл. 2) [14].

Таблиця 2 - Фактори та функції ПФЕ

Змінні фактори ПФЕ						Функція відгуку
Діаметр ніжки протеза, x_1			Довжина ніжки протеза, x_2			\hat{y}
10	12	14	72	92	112	$\sigma_{екв}$

Джерело: розроблено авторами

Регресійна модель, що відповідає обраному плану експерименту має наступний вигляд:

$$\hat{y} = b_0 + b_1 \cdot x_1 + b_2 \cdot x_2 + b_3 \cdot x_1 x_2 + b_4 \cdot x_1 z_1 + b_5 \cdot x_2 z_1 + b_6 \cdot z_1 + b_7 \cdot z_2 + b_8 \cdot z_1 z_2 \quad (1)$$

x_1, x_2, z_1, z_2 - кодовані значення факторів D та L, які обчислювалися за формулами:

$$x_1 = \frac{1}{2}(D - 12); \quad x_2 = \frac{1}{20}(L - 92);$$

$$z_1 = 3\left(x_1^2 - \frac{2}{3}\right); \quad z_2 = 3\left(x_2^2 - \frac{2}{3}\right) \quad (2)$$

Запропонована регресійна модель є поліноміальною другого порядку та включає лінійні, квадратичні та взаємодіючі фактори, що дозволяє точно враховувати вплив кожного параметра на рівень напружень у системі. Завдяки цьому можлива побудова адекватних прогнозів без необхідності виконання великої кількості повних чисельних розрахунків.

В таблиці 3 наведено матрицю планування чисельного експерименту, де вказано натуральні і кодовані значення факторів для кожного розрахунку. План відповідає критеріям ортогональності та D-оптимальності (план є рівномірним).

Таблиця 3- Матриця планування

Номер розрахунку	Фактори									
	Натуральні		Кодовані							
	D, мм	L, мм	x_1	x_2	$x_1 x_2$	$x_1 z_1$	$x_2 z_1$	z_1	z_2	$z_1 z_2$
1	10	72	-1	-1	1	-1	-1	1	1	1
2	10	92	-1	0	0	2	0	1	-2	-2
3	10	112	-1	1	-1	-1	1	1	1	1
4	12	72	0	-1	0	0	2	-2	1	-2
5	12	92	0	0	0	0	0	-2	-2	4
6	12	112	0	1	0	0	-2	-2	1	-2
7	14	72	1	-1	-1	1	-1	1	1	1
8	14	92	1	0	0	-2	0	1	-2	-2
9	14	112	1	1	1	1	1	1	1	1

Результати розрахунків функції відгуку зображено на рис. 3.

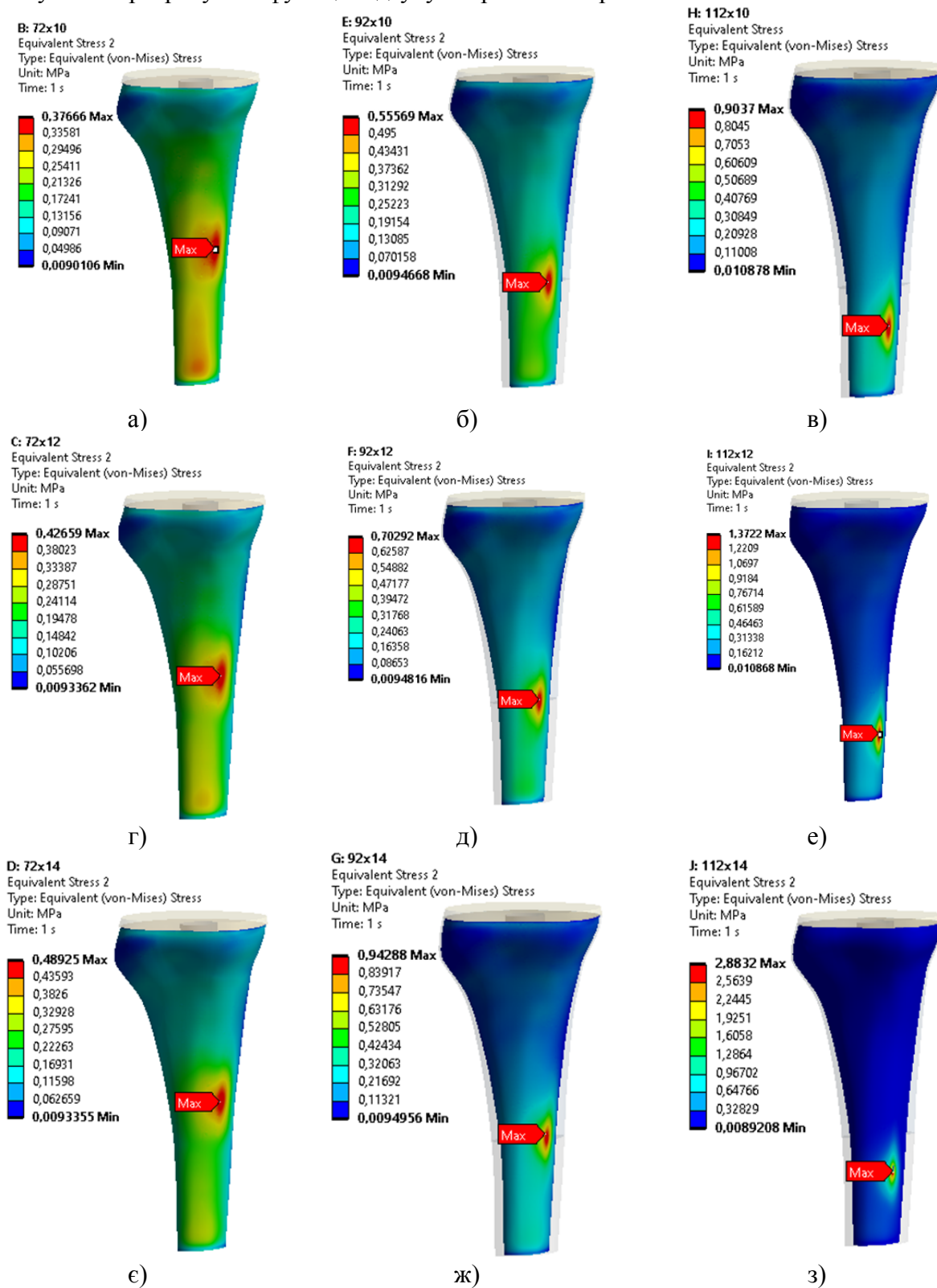


Рисунок 3 - Напруження на зовнішній поверхні губчастої кісткової тканини а) $D=10\text{mm}$, $L=72\text{mm}$; б) $D=10\text{mm}$, $L=92\text{mm}$; в) $D=10\text{mm}$, $L=112\text{mm}$; г) $D=12\text{mm}$, $L=72\text{mm}$; д) $D=12\text{mm}$, $L=92\text{mm}$; е) $D=12\text{mm}$, $L=112\text{mm}$; е) $D=14\text{mm}$, $L=72\text{mm}$; ж) $D=14\text{mm}$, $L=92\text{mm}$; з) $D=14\text{mm}$, $L=112\text{mm}$.

Джерело: розроблено авторами

Обчислено коефіцієнти b_i рівняння (1). Обрахунки було проведено чисельним методом з використанням програмного комплексу MathWorks MATLAB.

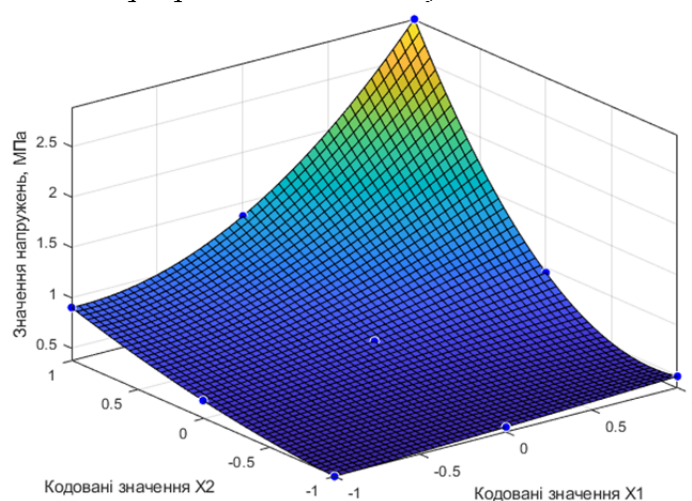


Рисунок 4 - Графік залежності максимального напруження в губчастій кістці від довжини та діаметра ніжки імплантата

Джерело: розроблено авторами

Значення шуканих коефіцієнтів вказано в Таблиці 4.

Таблиця 4 - Коефіцієнти рівняння регресійної моделі

b_0	b_1	b_2	b_3	b_4	b_5	b_6	b_7	b_8
0,9615	0,4132	0,6444	0,4667	0,1098	0,0858	0,0638	0,1138	0,0242

Джерело: розроблено авторами

Отже, маємо регресійну модель:

$$\begin{aligned} \hat{Y} = & 0,9615 + 0,4132 \cdot x_1 + 0,6444 \cdot x_2 + 0,4667 \cdot x_1 x_2 + 0,1098 \cdot x_1 z_2 + \\ & + 0,08581 \cdot x_2 z_1 + 0,06378 \cdot z_1 + 0,1138 \cdot z_2 + 0,02416 \cdot z_1 z_2 \end{aligned} \quad (3)$$

Значення функції відгуку, які були отримані у розрахунках та за рівнянням (3) вказані у таблиці 5.

Таблиця 5 – Порівняння значень функції відгуку, отриманих у розрахунках та за рівнянням (3)

Номер розрахунку	D, мм	L, мм	Y, МПа	\hat{Y}_i , МПа	$\frac{ Y - \hat{Y}_i }{Y} \cdot 100\%$
1	10	72	0,37666	0,377	0,019
2	10	92	0,55569	0,556	0,013
3	10	112	0,9037	0,904	5,533·10 ⁻³
4	12	72	0,42659	0,427	0,012
5	12	92	0,70292	0,703	8,535·10 ⁻³
6	12	112	1,3722	1,372	1,618·10 ⁻¹⁴
7	14	72	0,48925	0,489	0,016
8	14	92	0,94288	0,943	8,484·10 ⁻³
9	14	112	2,8832	2,883	1,734·10 ⁻³

Джерело: розроблено авторами

Для оцінки точності побудованої регресійної моделі було виконано аналіз залишкової похибки. Максимальна відносна похибка моделі становить не більше 0,019%, що свідчить про високу точність апроксимації. Крім того, коефіцієнт детермінації регресійної моделі дорівнює $R^2 = 0,9987$, що підтверджує надійність опису залежності максимального еквівалентного напруження від геометричних параметрів імплантата. Середньоквадратична похибка між розрахованими та змодельованими значеннями напруження не перевищує 0,0045 МПа.

Висновки. У роботі розроблено та верифіковано тривимірну скінченно-елементну модель системи «великогомілкова кістка – ревізійний колінний імплантат», яка дозволяє оцінювати напружено-деформований стан губчастої кісткової тканини в зоні імплантації з урахуванням геометричних параметрів ніжки протеза.

На основі плану повного факторного експерименту досліджено вплив діаметра (10–14 мм) та довжини (72–112 мм) ніжки імплантата на величину максимальних еквівалентних напружень у губчастій кістці. Встановлено, що варіація геометрії ніжки протеза суттєво впливає на рівень напружень у кістковій тканині та, відповідно, може бути одним із визначальних факторів ризику розвитку асептичної нестабільності ревізійних компонентів.

За результатами чисельного експерименту побудовано поліноміальну регресійну модель другого порядку, яка враховує лінійні, квадратичні та взаємодіючі ефекти досліджуваних факторів. Запропонована модель забезпечує високу точність апроксимації результатів скінченно-елементних розрахунків ($R^2 = 0,9987$, максимальна відносна похибка не перевищує 0,019 %) та дозволяє оперативно прогнозувати напружений стан губчастої кісткової тканини без необхідності проведення повномасштабного чисельного моделювання.

Наукова новизна роботи полягає у поєднанні скінченно-елементного аналізу з методами планування експерименту для побудови узагальненої регресійної моделі, що описує вплив геометричних параметрів ніжки ревізійного колінного імплантата на напружений стан кісткової тканини. Отримані результати можуть бути використані як інженерний інструмент для попередньої оптимізації геометрії ніжки ревізійних імплантатів та формування рекомендацій щодо індивідуального підбору їхніх параметрів з урахуванням анатомічних особливостей пацієнтів.

Разом з тим, слід зазначити, що розроблена модель ґрунтується на припущеннях про лінійну пружну та ізотропну поведінку матеріалів, а також не враховує вплив ремоделювання кісткової тканини та циклічного навантаження. Подальші дослідження доцільно спрямувати на врахування анізотропії кістки, нестационарних режимів навантаження та індивідуалізованих механічних властивостей тканин.

Список літератури

1. Гур'єв С. О., Кукуруз Я. С., Яловенко В. А., Волна В. А. Аналіз досвіду лікування вогнепальних поранень кінцівок. *Екстрена медицина: від науки до практики*, 2014. С. 25-32.
2. Лоскутов О. Є., Заруцький Я. Л. Сучасна концепція діагностики та лікування вогнепальних і мінно-вибухових поранень кінцівок. *Ортопедія, травматологія і протезирование*. 2016. № 2. С. 5–9. DOI: 10.15674/0030-5987201625-9.
3. Бур'янов О. А., Кваша В. П., Соболевський Ю. Л., Скобенко Є. О. Малоінвазивні технології при лікуванні внутрішньосуглобових переломів у ділянці колінного суглоба. Суми : Видавництво СумДУ, 2010.
4. Cemil Kayali, Hasan Öztürk, Taskin Altay et al. Arthroscopically assisted percutaneous osteosynthesis of lateral tibial plateau fractures. *Can. J. Surg.* 2008. Т. 51, № 5. С. 378–382.
5. Van Glabbeek F., Van Riet R., Jansen N. et al. Arthroscopisch geassisteerde osteosynthese van tibia plateau fractures: een studie van twintig patiënten. *Acta Orthop. Belg.* 2002. Т. 68, № 3. С. 258–264.
6. Complications of revision knee arthroplasty / H. V. Haiko et al. *Zaporozhye Medical Journal*. 2024. Т. 26, №. 4. С. 288–295. URL: <https://doi.org/10.14739/2310-1210.2024.4.298245>.

7. Taylor M., Tanner K. E., Freeman M. A. R. Finite element analysis of the implanted proximal tibia. *Journal of Biomechanics*. 1998. T. 31, № 4. C. 303–310. URL: [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00022-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00022-0)
8. A finite element analysis of relationship between fracture, implant and tibial tunnel / Y. Wang та ін. *Scientific Reports*. 2021. T. 11, № 1. URL: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-81401-6>
9. H.Y. Tan, K.S. Basaruddin, M.H. Mat Som, S.F. Khan, A.R. Sulaiman and A. Shukrimi, Finite Element Analysis of Tibia with Osteogenesis Imperfecta: The Influence of Considering Cancellous Bone in Model Reconstruction, *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering IJMME-IJENS*. 2019. Vol:19, No:04. Pp.137-142.
10. Duc Quan Pham, Olha Musiienko, Oleksii Morhun, Roman Didenko. Development of a finite element model for optimization of the bone fixator design 27th International Conference on Fracture and Structural Integrity, IGF27February 21-24, 2023, Rome (Italy) & Web <https://doi.org/10.53255/IGFTUBE.IGF27.4>.
11. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis / L. Baggi et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008. Vol. 100, no. 6. P. 422–431. URL: [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(08\)60259-0](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(08)60259-0).
12. Визначення пошкоджуваності металевого сплаву Ti-6Al-4V за умов пружно-пластичного деформування. О.І. Моргун, Д.К. Онацький, О.С. Мусієнко, В.В. Коваль . Інновації молоді в машинобудуванні - 2024, 2024.
13. Evaluation of Bone Consolidation in External Fixation with an Electromechanical System / M. F. Paulino et al. *Applied Sciences*. 2022. Vol. 12, no. 5. P. 2328. URL: <https://doi.org/10.3390/app12052328>.
14. Теорія планування експериментів: Виконання розрахунково-графічної роботи : навч. посіб. для студ. спеціальності 131 «Прикладна механіка», спеціалізації «Технологія машинобудування» / С.М. Лапач ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. Електронні текстові данні (1 файл: 3,31 Мбайт). Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. 86 с.

Referencis

1. Huriev, S. O., Kukuruz, Ya. S., Yalovenko, V. A., & Volna, V. A. (2014). *Analysis of experience in treatment of gunshot limb injuries*. Emergency medicine: from science to practice, 25–32 [in Ukrainian].
2. Loskutov, O. Ye., & Zarutskyi, Ya. L. (2016). Modern concept of diagnostics and treatment of gunshot and mine-explosive injuries of the limbs. *Orthopedics, Traumatology and Prosthetics*, (2), 5–9. <https://doi.org/10.15674/0030-5987201625-9> [in Ukrainian].
3. Burianov, O. A., Kvasha, V. P., Sobolevskiy, Yu. L., & Skobenko, Ye. O. (2010, January 1). Minimally invasive technologies in the treatment of intra-articular fractures of the knee joint. Sumy: Sumy State University Publishing House [in Ukrainian].
4. Kayali, C., Öztürk, H., Altay, T., et al. (2008). Arthroscopically assisted percutaneous osteosynthesis of lateral tibial plateau fractures. *Canadian Journal of Surgery*, 51(5), 378–382.
5. Van Glabbeek, F., Van Riet, R., Jansen, N., et al. (2002). Arthroscopically assisted osteosynthesis of tibial plateau fractures: a study of twenty patients. *Acta Orthopaedica Belgica*, 68(3), 258–264.
6. Haiko, H. V., et al. (2024). Complications of revision knee arthroplasty. *Zaporozhye Medical Journal*, 26(4), 288–295. <https://doi.org/10.14739/2310-1210.2024.4.298245>
7. Taylor, M., Tanner, K. E., & Freeman, M. A. R. (1998). Finite element analysis of the implanted proximal tibia. *Journal of Biomechanics*, 31(4), 303–310. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00022-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00022-0)
8. Wang, Y., et al. (2021). A finite element analysis of relationship between fracture, implant and tibial tunnel. *Scientific Reports*, 11(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-81401-6>
9. Tan, H. Y., Basaruddin, K. S., Mat Som, M. H., Khan, S. F., Sulaiman, A. R., & Shukrimi, A. (2019). Finite element analysis of tibia with osteogenesis imperfecta: The influence of considering cancellous bone in model reconstruction. *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering (IJMME-IJENS)*, 19(4), 137–142.
10. Pham, D. Q., Musiienko, O., Morhun, O., & Didenko, R. (2023). Development of a finite element model for optimization of the bone fixator design. In *Proceedings of the 27th International Conference on Fracture and Structural Integrity (IGF27)*, Rome, Italy. <https://doi.org/10.53255/IGFTUBE.IGF27.4>
11. Baggi, L., et al. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(6), 422–431. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60259-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60259-0)
12. Morhun, O. I., Onatskyi, D. K., Musiienko, O. S., & Koval, V. V. (2024). Determination of damageability of Ti-6Al-4V alloy under elastic-plastic deformation. In *Youth Innovations in Mechanical Engineering 2024: Conference Proceedings* [in Ukrainian].
13. Paulino, M. F., et al. (2022). Evaluation of bone consolidation in external fixation with an electromechanical system. *Applied Sciences*, 12(5), 2328. <https://doi.org/10.3390/app12052328>.

14. Lapach, S. M. (2020). *Theory of experiment planning. Calculation and graphical work*. Kyiv: Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute [in Ukrainian].

Olha Musiienko¹, PhD tech. sci., **Oleksii Sulyma²**, PhD med. sci., **Oleksii Morhun¹**, **Roman Cheremshuk**

¹*National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine*

²*State Institution "Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine*

Finite Element Analysis of the Influence of Revision Knee Implant Stem Geometry on the Stress State of the Tibial Bone

The aim of this study is to evaluate the effect of revision knee implant stem geometry on the stress–strain state of cancellous bone tissue and to develop a predictive regression model for engineering selection of stem parameters.

A three-dimensional finite element model of the “tibia – revision knee implant” system was developed to investigate the stress–strain state of cancellous bone tissue, taking into account the geometric parameters of the implant stem. Numerical simulations were performed in the ANSYS Workbench environment using a linear elastic isotropic material model.

The study was carried out using a full factorial design for two geometric factors: stem diameter (10–14 mm) and stem length (72–112 mm). The maximum von Mises equivalent stress on the outer surface of the cancellous bone tissue was selected as the response function.

Based on the results of the numerical experiment, a second-order polynomial regression model was developed to describe the influence of the stem geometric parameters on the stress level in bone tissue, including linear, quadratic and interaction effects of the factors. A high approximation accuracy of the finite element results was demonstrated ($R^2 = 0.9987$, maximum relative error does not exceed 0.019%).

The proposed approach makes it possible to significantly reduce computational cost when evaluating the stress–strain state of the bone–implant system and can be used for preliminary optimization of revision knee implant stem geometry and for developing recommendations for individualized selection of implant parameters in clinical practice.

finite element analysis, biomechanics, implants, endoprostheses, orthopedics, stress–strain state, structural optimization

Одержано (Received) 16.02.2026

Прорецензовано (Reviewed) 17.03.2026

Прийнято до друку (Approved) 20.03.2026