

Д. В. ГОРОБЕЦЬ¹, <https://orcid.org/0000-0003-0472-7752>М. Б. СОБОЛЕВСЬКА¹, <https://orcid.org/0000-0002-3379-7111>О. Є. ЛОСКУТОВ², <https://orcid.org/0000-0003-0579-5642>

СКІНЧЕННО-ЕЛЕМЕНТНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЕЛЕМЕНТІВ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА В ЕКСПЛУАТАЦІЇ НА ОСНОВІ ДАНИХ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

¹Інститут технічної механіки Національної академії наук України і

Державного космічного агентства України,

вул. Лешко-Попеля, 15, м. Дніпро, 49005, Україна; e-mail

²Дніпровський державний медичний університет,

вул. Володимира Вернадського, 9, м. Дніпро, 49044, Україна,

Створення новітніх технологій ендопротезування кульшового суглоба людини, розробка сучасних конструкцій ендопротезів, зокрема ацетабулярних компонентів, удосконалення способів їх фіксації в системі "чашка – тазова кістка" та техніки виконання хірургічного втручання дають можливість повністю відновити функціонування кінцівок і повернути людині свободу руху без болю та дискомфорту, покращити якість життя людини, повернути їй працездатність. Сучасними тенденціями в ендопротезуванні кульшового суглоба є удосконалення існуючих та розробка нових конструкцій ендопротезів кульшового суглоба на основі результатів біомеханічних досліджень стабільності фіксації ацетабулярних компонентів, розвиток технологій створення індивідуального ендопротеза шляхом побудови віртуальних 3D моделей тазових кісток з використанням даних комп'ютерної томографії з метою поліпшення довготривалої експлуатаційної надійності ендопротеза кульшового суглоба. Актуальними проблемами прикладної біомеханіки, пов'язаними з ортопедією та травматологією, є математичне моделювання та аналіз поведінки різних конструкцій ацетабулярних компонентів ендопротеза кульшового суглоба в умовах травматичних дефектів вертлюжної западини. Метою досліджень, викладених в статті, є розробка на основі даних комп'ютерної томографії скінченно-елементної моделі для дослідження напружено-деформованого стану (НДС) елементів кульшового суглоба при експлуатаційних навантаженнях та детального аналізу контактної взаємодії головки стегнової кістки з вертлюжною западиною. В статті наведено розроблений алгоритм побудови з використанням даних комп'ютерної томографії геометричної моделі для дослідження міцності кульшового суглоба людини, а також розроблену за цим алгоритмом 3D геометричну модель, яка включає крижову кістку хребтового стовпа, клубову, сідничу, лобкову кістки, кульшову западину на бічній поверхні тазової кістки та головку стегнової кістки кульшового суглоба. На основі цієї геометричної моделі розроблено скінченно-елементну модель для дослідження НДС елементів кульшового суглоба та для детального аналізу контактної взаємодії головки стегнової кістки з вертлюжною западиною при експлуатаційних навантаженнях. Запропонована модель може бути використана при розробці скінченно-елементних моделей для дослідження напружено-деформованого стану елементів кульшового суглоба, що має дефекти вертлюжної западини, з ендопротезом при експлуатаційних навантаженнях, а також для порівняльного аналізу роботи кульшового суглоба та його ендопротеза при біомеханічній оцінці стабільності фіксації різних конструкцій ацетабулярних компонентів ендопротеза кульшового суглоба.

Ключові слова: кульшовий суглоб людини, комп'ютерна томографія, скінченно-елементне моделювання, напружено-деформований стан, ендопротезування.

The development of innovative human hip arthroplasty technologies and up-to-date designs of endoprotheses, in particular acetabular components, and the improvement of methods to fix them in the acetabular component – hipbone system and surgical techniques made it possible to make extremities fully operable, restore freedom of motion without any pain or discomfort, improve life quality, and readapt patients to work. The current trends in hip arthroplasty are the improvement of existing hip joint endoprosthesis designs and the development of new ones based on the results of biomechanical studies of acetabular component fixation stability and the development of technologies for designing an individual endoprosthesis by constructing virtual 3D hipbone models using computer tomography data with the aim to extend the endoprosthesis service life. Important problems in orthopedy- and traumatology-related biomechanics are the mathematical simulation and the analysis of the behavior of variously designed acetabular components of a hip joint endoprosthesis in conditions of traumatic defects of the acetabulum. The goal of the studies presented in this paper is to develop a finite-element model based on computer tomography data to study the stress and strain field of hip joint elements under service loads and thoroughly analyze the contact interaction of the femoral head with the acetabulum. The paper presents an algorithm for constructing a geometrical model based on computer tomography data to study the hip joint strength and a 3D geometrical model developed by that algorithm, which includes the sacrum, the ilium, the pubis, the acetabulum, and the femoral head. Based on that model, a finite-element model is developed to study the stress and strain field

© Д. В. Горобець, М. Б. Соболевська, О. Є. Лоскутов, 2026

The article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attributions (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

ISSN 1561-9184 (Print) ISSN 2616-6380 (Online)

Технічна механіка. 2026. № 1.

of hip joint elements under service loads and thoroughly analyze the contact interaction of the femoral head with the acetabulum. The proposed model may be used in the development of finite-element models to study the stress and strain field of the elements of a hip joint with a defective acetabulum and an endoprosthesis under service loads and make a comparative analysis of the operation of a hip joint and its endoprosthesis in biomechanical assessment of the fixation stability of variously designed acetabular components of a hip joint endoprosthesis.

Keywords: *human hip joint, computer tomography, finite-element simulation, stress and strain field, endoprosthesis.*

Вступ. У сучасній світовій практиці безальтернативним способом хірургічного лікування хворих із важкими дегенеративно-дистрофічними ураженнями суглобів є ендопротезування. Створення новітніх технологій ендопротезування кульшового суглоба, розробка сучасних конструкцій ендопротезів, зокрема ацетабулярних компонентів, удосконалення способів їх фіксації в системі “чашка – тазова кістка” та техніки виконання хірургічного втручання дають можливість повністю відновити функціонування кінцівок і повернути свободу руху без болю та дискомфорту, покращити якість життя людини, повернути їй працездатність. Серед сучасних тенденцій в ендопротезуванні кульшового суглоба можна відзначити такі [1] – [8]:

- удосконалення існуючих та розробка принципово нових конструкцій ендопротезів кульшового суглоба, створення нових більш якісних матеріалів та використання сучасних технологій їх обробки, отримання біоінертних та біосумісних з кісткою покриттів, використання нових технічних можливостей та методів цементування, отримання матеріалів, альтернативних кістковому цементу;

- обґрунтований біомеханічними дослідженнями диференційований вибір ацетабулярних компонентів в залежності від стану кісткової тканини вертлюжної западини та наявності центральних дефектів;

- удосконалення способів фіксації компонентів ендопротеза;

- удосконалення пари тертя шляхом використання нових матеріалів та технологій їх обробки для підвищення міцності елементів ендопротеза та експлуатаційної довговічності, зменшення коефіцієнту тертя та ймовірності розколювання пари при ударі;

- використання 3D-друку для виготовлення ацетабулярних компонентів, який створює ґратчасту структуру на поверхні вертлюжної чашки, реалізує точний контроль структури пор, робить корпус чашки більш функціональним, ефективно сприяє вrostанню кісткової тканини в поверхню ацетабулярного компонента та забезпечує кращий реабілітаційний ефект;

- розвиток технологій створення індивідуального ендопротеза шляхом побудови віртуальних 3D моделей тазових кісток на основі томографічних досліджень; визначення зосередження та розмірів кісткових пошкоджень, оцінки якості кісткової тканини; розробки персональної ацетабулярної системи з урахуванням особливостей її фіксації; друку моделей ацетабулярної системи та кісток таза на 3D-принтері; виготовлення конструкції ендопротеза.

Важливими та актуальними проблемами прикладної біомеханіки, зокрема сучасної ортопедії та травматології, є математичне моделювання та дослідження поведінки різних видів ацетабулярних компонентів ендопротеза кульшового суглоба в умовах травматичних дефектів вертлюжної западини.

Основними напрямками розвитку ацетабулярних компонентів є розробка нових матеріалів та методів напилення для підвищення біохімічної інертності імплантатів, пошук нових конструкцій чашок за рахунок застосування більш складних їх форм з появою більш удосконаленого обладнання та технологій

виготовлення імплантатів для підвищення стабільності первинної фіксації чашки [6] – [7]. При виборі перспективних конструкцій ацетабулярних компонентів та способів їх фіксації важливими є наукова оцінка та обґрунтування ступеня первинної стабільності фіксації й поведінки безцементних ацетабулярних компонентів, що закріплюються шляхом загвинчування або запресовування [8].

Постановка задачі. Метою досліджень, викладених в статті, є розробка на основі даних комп'ютерної томографії (КТ) скінченно-елементної моделі для дослідження напружено-деформованого стану (НДС) елементів кульшового суглоба при експлуатаційних навантаженнях та аналізу контактної взаємодії головки стегнової кістки з вертлюжною западиною. Розглянуто кульшовий суглоб чоловіка з середньою за даними Держстату [9] вагою 80 кг, який стоїть на двох ногах. На основі аналізу результатів КТ різних пацієнтів обрано найбільш якісні знімки КТ чоловіка віком 54 роки, на яких відображено 381 шар з дискретністю 1,5 мм³. Ключові шари приведено на рис. 1. Суглоб з тазовою кісткою показано на шарах з 181 по 381.

Математичне моделювання. Розроблено скінченно-елементну модель для дослідження НДС елементів кульшового суглоба при експлуатаційних навантаженнях на основі даних комп'ютерної томографії.

Для дослідження НДС елементів конструкції, що розглядається, при статичних нормативних навантаженнях використовується метод скінченних елементів (МСЕ) у вигляді методу переміщень [10] – [12]. Відповідно до МСЕ в залежності від прийнятих вихідних передумов і припущень континуальна система з нескінченним числом степенів вільності моделюється її дискретним аналогом, тобто сукупністю скінченного числа елементів, з'єднаних між собою в скінченному числі вузлових точок. Властивості континуальної системи зберігаються у її скінченно-елементному аналогу.

Для аналізу НДС елементів конструкції розглядається задача статичної повної системи рівнянь якої складається з таких рівнянь:

- рівняння рівноваги

$$A\bar{\sigma} + \bar{f} = 0;$$

- рівняння нерозривності чи сумісності деформацій

$$B\bar{\epsilon} = 0;$$

- геометричні рівняння (рівняння Коші), що встановлюють зв'язок між деформаціями та переміщеннями

$$\bar{\epsilon} = A^T \bar{u};$$

- фізичні рівняння (узагальнений закон Гука), що встановлює зв'язок між напруженнями та деформаціями

$$\bar{\epsilon} = D\bar{\sigma};$$

- граничні умови

$$L\bar{\sigma} = \bar{p},$$

де \bar{u} – вектор переміщень; $\bar{\epsilon}$ – вектор деформацій; $\bar{\sigma}$ – вектор напружень; \bar{f} – вектор інтенсивності об'ємних навантажень; \bar{p} – вектор інтенсивності поверхневих навантажень; A – матриця зв'язку між напруженнями, елементами якої є відповідні оператори диференціювання 1-го порядку; A^T – транспонована матриця A ; B – матриця зв'язку між деформаціями,

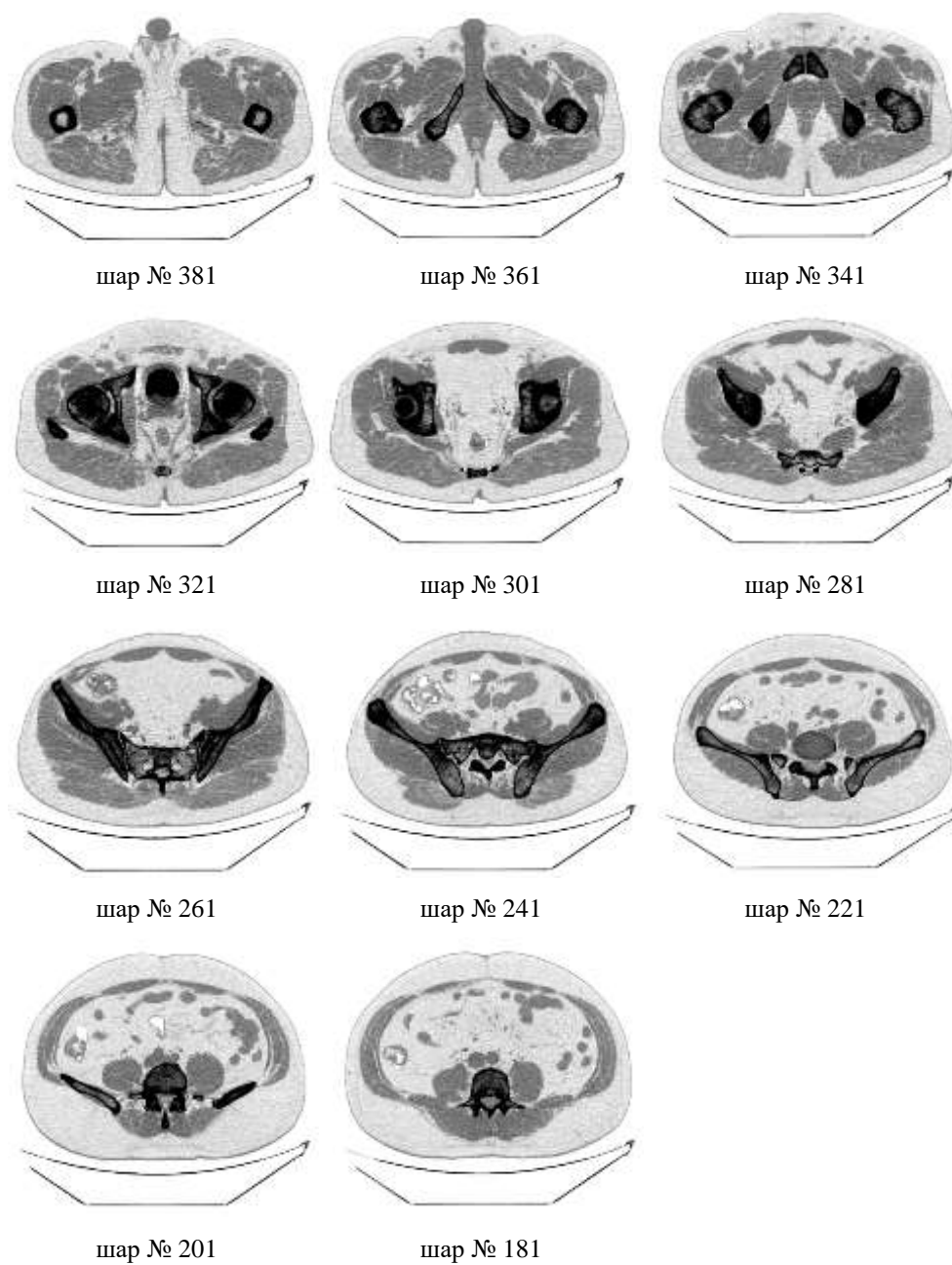


Рис. 1 – Ключові шари КТ тазового поясу чоловіка

елементами якої є відповідні оператори диференціювання 2-го порядку; L – матриця, елементами якої є напрямні косинуси нормалі на дотичній площадці у довільній точці тіла; D – матриця зв'язку між напруженнями та деформаціями, елементами якої є відповідні оператори диференціювання 2-го порядку.

Розрахунок НДС елементів конструкції при дії на неї статичних навантажень зводиться до розв'язання системи лінійних алгебраїчних рівнянь, визначення вузлових переміщень, деформацій скінченних елементів за знайденими вузловими переміщеннями, обчислення напружень в елементах за визначеними деформаціями. Для кожного скінченного елемента визначається еквівалентне напруження

$$\sigma_e = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)},$$

де $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – компоненти нормальних напружень; $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$ – компоненти дотичних напружень.

Оцінка міцності елементів конструкції здійснюється шляхом порівняння отриманих в результаті розрахунку максимальних еквівалентних напружень σ_e в елементах конструкції з допустимим напруженням $[\sigma]$

$$\sigma_e \leq [\sigma].$$

З використанням даних комп'ютерної томографії розроблено геометричну модель, що включає крижову кістку хребтового стовпа, клубову, сідничу, лобкову кістки, кульшову западину на бічній поверхні тазової кістки та голівку стегнової кістки кульшового суглоба, спрощено представленої шаром. Побудова геометричної моделі складається з таких етапів.

Етап 1. Виділення множин пікселів на знімках у групі згідно діапазонів яскравості кольору, що відповідають різним кістковим тканинам (субхондральна тканина має чорний колір, а спонгіозна всередині субхондральної тканини – темно-сірий).

Етап 2. Формування об'ємів кісток із пікселів, що мають суміжні координати та належать до однієї групи за типом кісткової тканини.

Етап 3. Заповнення “пустот” у сформованих об'ємах. У виділені об'єми додаються пікселі, що не входять у об'єм і формують окремі об'єми із пікселів по кількості менше, чим вісім точок. Операція виконується для усунення шумів на знімках та спрощення геометрії кісток [13].

Етап 4. Спрощення геометрії поверхонь об'ємів для зменшення кількості точок та полігонів, з яких складаються поверхні кісток. Зменшення кількості полігонів проводиться за рахунок об'єднання сусідніх полігонів. При цьому точки новостворених полігонів обираються з існуючих точок так, щоб нові полігони якомога краще описували результуючу поверхню [14].

Етап 5. Проведення багатоітераційного згладжування [14] поверхонь об'ємів за алгоритмом арифметичного усереднення координат точки за координатами сусідніх точок, що утворюють поверхню спільного об'єму.

Етап 6. Ручне коректування та видалення “бракованих” полігонів з яких створена поверхня об'ємів, що мають малу площу, для покращення побудови скінчено-елементної сітки.

З обраних знімків КТ (див. рис. 1) відповідно до описаних вище етапів 1 – 3 отримано об'єми для моделювання кульшової кістки, верхньої частини стегнової та крижової кістки хребтового стовпа. Далі відповідно до етапів 4 –

6 зроблено перетворення поверхонь отриманих об'ємів до стану, придатного для побудови скінчено-елементної моделі для дослідження при експлуатаційних навантаженнях НДС елементів кульшового суглоба.

На рис. 2 показано побудовану з використанням даних комп'ютерної томографії 3D геометричну модель кульшового суглоба. З використанням 3D геометричної моделі розроблено скінченно-елементну модель для дослідження напружено-деформованого стану елементів здорового кульшового суглоба при статичних експлуатаційних навантаженнях.

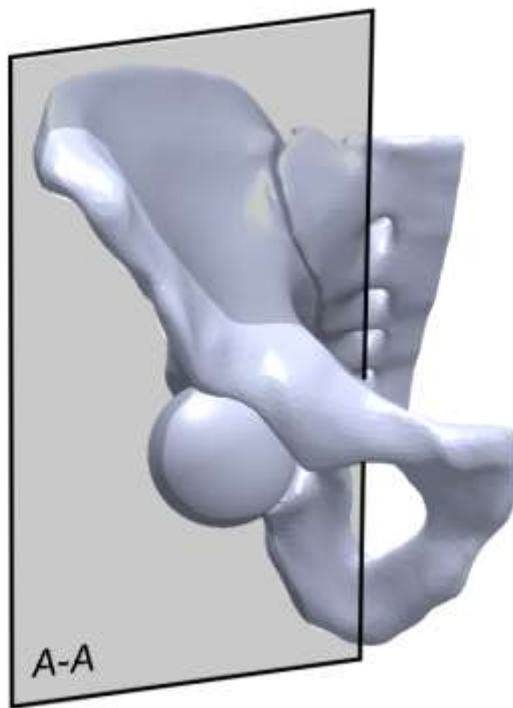
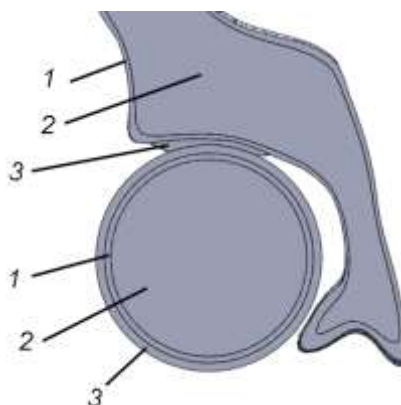


Рис. 2 – 3D геометрична модель кульшового суглоба



- 1 – субхондральна тканина;
- 2 – спонгіозна тканина;
- 3 – хрящова тканина

Рис. 3 – Переріз А-А

Скінчено-елементну схему наведено на рис. 4.



Рис. 4 – Скінчено-елементна схема

Ця схема складається з 253673 об'ємних 4-х вузлових елементів тетраедральної форми з характерним розміром ребра 3 мм. Загальна кількість вузлів – 384317.

Фізико-механічні параметри матеріалів, використаних при розробці скінченно-елементної моделі, наведено в табл. 1. Ці параметри визначено на основі аналізу наукових публікацій [15] – [27].

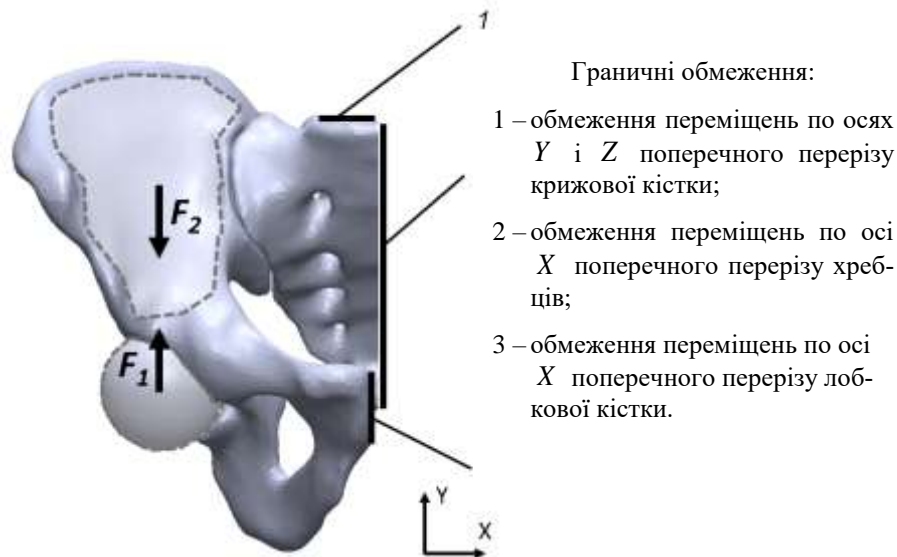
Таблиця 1 – Параметри матеріалів кісткових та хрящових тканин

Найменування	E , МПа	$[\sigma]$, МПа	μ
Субхондральна тканина	18350	150	0,3
Спонгіозна тканина	330	25	0,3
Хрящова тканина	10,5	–	0,49

Примітка. В таблиці використано такі позначення:
 E – модуль Юнга другого роду;
 $[\sigma]$ – допустиме напруження для різних кісткових тканин;
 μ – коефіцієнт Пуассона.

В скінченно-елементній моделі 1 враховано безфрикційний контакт “поверхня–поверхня” між головкою стегнової кістки і поверхнею вертлюжної западини, а також контакт з сумісним переміщенням контактуючих поверхонь субхондральних, спонгіозних та хрящових тканин кульшового суглоба при їх взаємодії між собою [12].

Схеми граничних обмежень та навантажень для проведення розрахунків з використанням скінченно-елементної моделі показано на рис. 5.



F_1 – вертикальне навантаження на тазову кістку від головки стегнової кістки;
 F_2 – вертикальне навантаження на тазову кістку від внутрішніх органів людини

Рис. 5 – Схеми граничних обмежень та навантажень

Розглянуто навантаження на тазову кістку при стоянні людини на двох ногах. Розподіл маси тіла людини в процентах показано в табл. 2 [28].

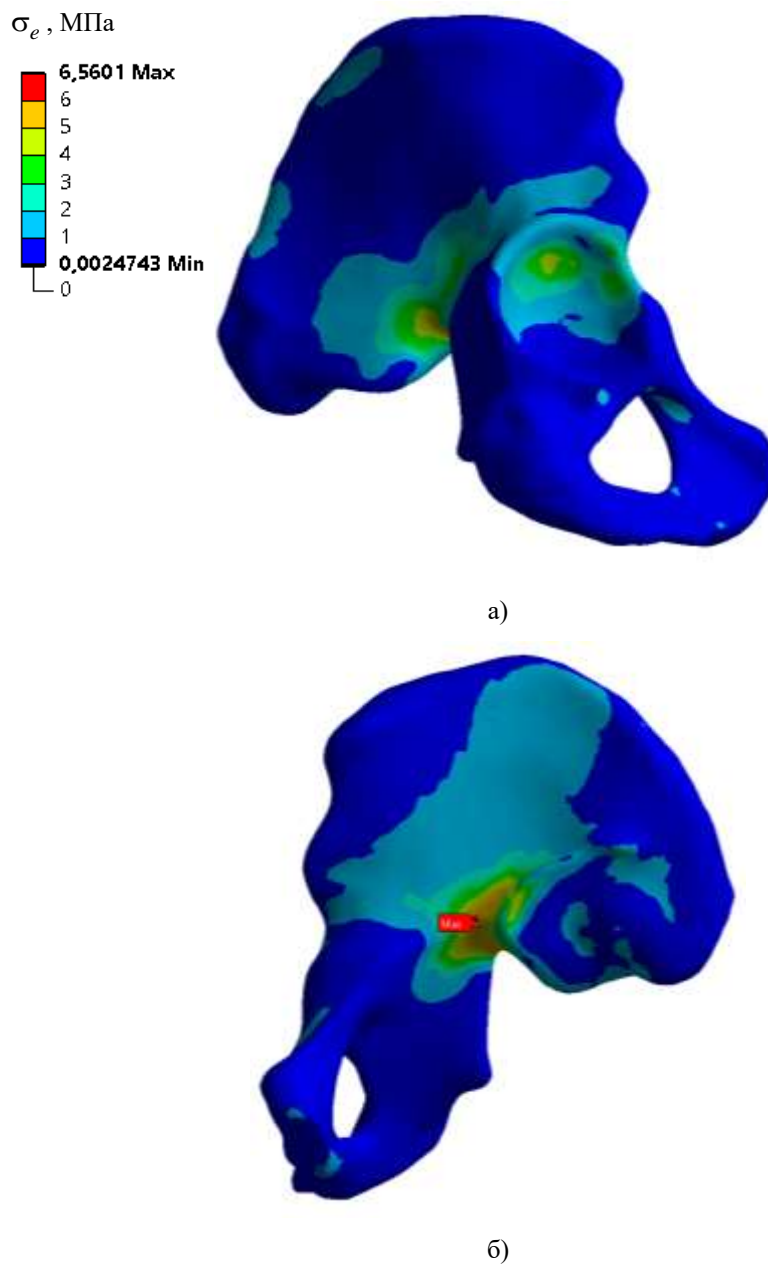
Таблиця 2 – Розподіл маси тіла людини

Найменування частини тіла	Маса від загальної маси тіла, %
Нога	16,68
Верхня частина тіла (все, окрім ніг)	66,64
Живіт	13,06
Область таза	13,66

Згідно з табл. 2 навантаження на обидва кульшові суглоби людини від її верхньої частини тіла (до ніг), складає 66,64 % від загальної ваги тіла, а навантаження від живота та таза – 26,72 %. При середньостатистичному значенні маси тіла людини чоловічої статі 80 кг [1] вертикальні навантаження $F_1 = 261,5$ Н та $F_2 = 104,85$ Н на один суглоб (див. рис. 5). Навантаження F_1 рівномірно розподілене по поверхні шару, який спрощено моделює головку стегнової кістки. Навантаження F_2 рівномірно розподілене по поверхні тазової кістки, як показано на рис. 5.

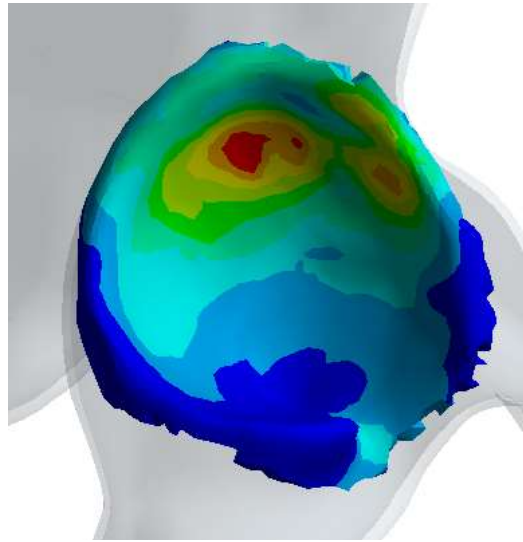
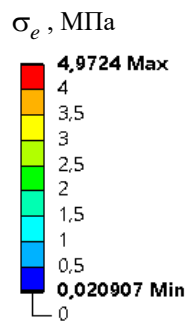
Результати досліджень. Проведено дослідження напружено-деформованого стану елементів здорового кульшового суглоба людини при дії статичного вертикального навантаження з використанням розробленої скінченно-елементної моделі. Розподіл напружень відповідно в субхондральних та спогіозних тканинах тазової кістки здорового кульшового сугло-

ба при дії статичного навантаження, характерного для людини, що стоїть на двох ногах, показано на рис. 6 – 9.

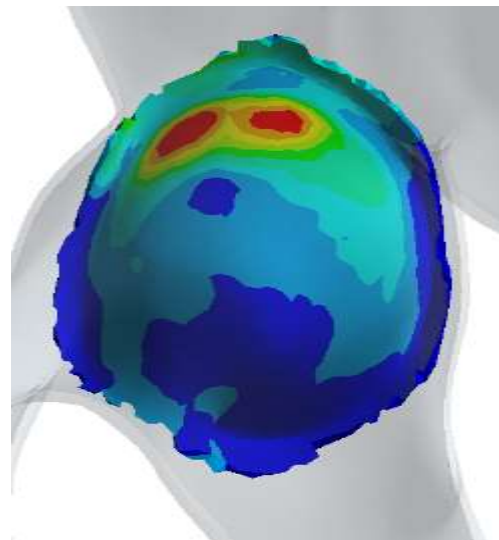


- а) – вид з боку кульшової западини;
- б) – вид з середини тазового поясу

Рис. 6 – НДС елементів субхондральної тканини тазової кістки кульшового суглоба при статичному навантаженні



а)



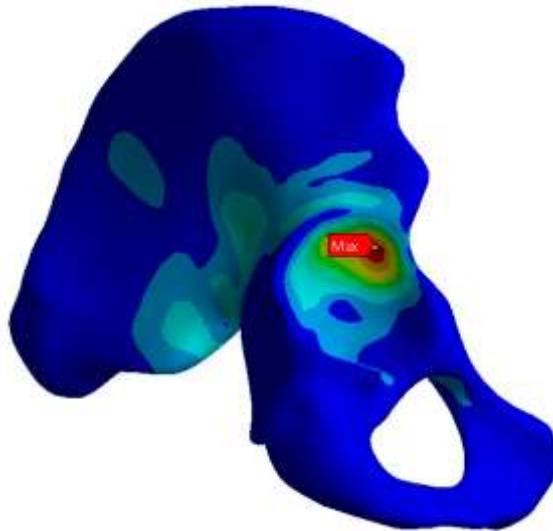
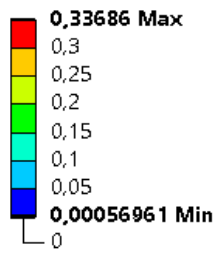
б)

а) – вид з боку головки стегнової кістки;

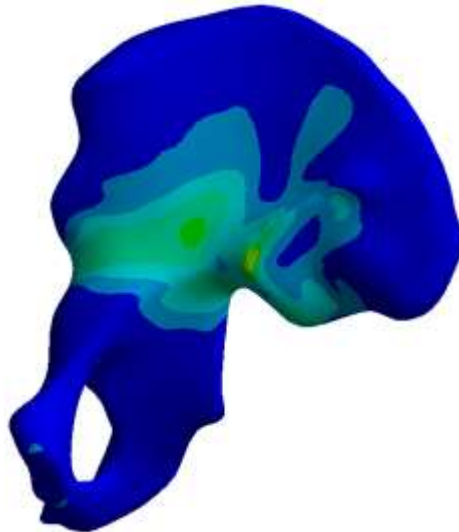
б) – вид з боку тазової кістки

Рис. 7 – НДС елементів субхондральної тканини в зоні вертлюжної западини кульшового суглоба при статичному навантаженні

σ_e , МПа



а)



б)

- а) – вид з боку з боку головки стегнової кістки;
- б) – вид з середини тазового поясу

Рис. 8 – НДС елементів спонгіозної тканини тазової кістки кульшового суглоба при статичному навантаженні

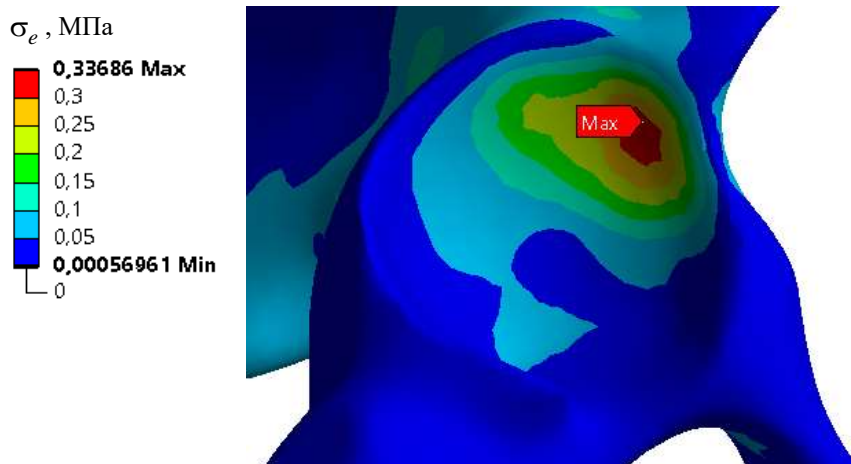


Рис. 9 – НДС елементів спонгіозної тканини в зоні вертлюжної западини з боку головки стегнової кістки при статичному навантаженні

Аналіз отриманих результатів показав, що значення максимальних еквівалентних напружень σ_e як в субхондральній, так і в спонгіозній тканинах в зоні контактної взаємодії головки стегнової кістки з вертлюжною западиною дорівнюють відповідно 5 МПа та 0,3 МПа, що значно нижче допустимих напружень.

Висновки. На основі побудованої з використанням даних комп'ютерної томографії 3D геометричної моделі розроблено скінченно-елементну модель для дослідження напружено-деформованого стану елементів здорового кульшового суглоба людини при статичних експлуатаційних навантаженнях і дано оцінку міцності його елементів. Отримані результати можуть бути використані для порівняння стану здорового суглоба та суглоба з ендопротезом. Розроблену скінченно-елементну модель доцільно використовувати для оцінки НДС елементів кульшового суглоба при статичних експлуатаційних навантаженнях, для детального аналізу контактної взаємодії кульшової западини з голівкою стегнової кістки та подальшого порівняльного аналізу впливу конфігурації ацетабулярних компонентів на стабільність фіксації ендопротезів кульшового суглоба.

1. Exploring Recent Trends and Innovations in Total Hip Arthroplasty. URL: <https://orthospinenews.com/2025/06/23/exploring-recent-trends-and-innovations-in-total-hip-arthroplasty/> (дата звернення: 24.07.2025).
2. Ендопротезування кульшового суглоба (заміна кульшового суглоба). URL: <https://medicalplaza.ua/uk/content/endoprotezovanie-tazobedrennogo-sustava> (дата звернення: 24.07.2025).
3. Ендопротез тазобедременного сустава – индивидуальный подбор модели и материала для пациента. URL: <https://ortoped-klinik.com/orthopedic-services/osteoarthritis-of-the-hip/modeli-endoprotezov-tazobedrennogo-sustava.html> (дата звернення: 24.07.2025).
4. 3D Printing For Orthopedic Implant. URL: <https://www.eplus3d.com/3d-printing-for-orthopedic-implant.html> (дата звернення: 24.07.2025).
5. Hip joint endoprosthesis replacement. URL: <https://kneeandpelvis.com/hip-arthroplasty/> (дата звернення: 24.07.2025).
6. Лоскутов О. О. Диференційоване ендопротезування кульшового суглоба при диспластичному коксартрозі: дис. ... д-ра мед. наук : затв. 24.12. 20. Київ, 2020. 387 с.
7. Сучасні погляди на ендопротезування. URL: <https://www.vz.kiev.ua/suchasni-poglyadi-na-endoprotezuvannya/> (дата звернення: 24.07.2025).
8. Лоскутов О. Є., Олійник О. Є., Лоскутов О. О., Синьгузов Д. А. Розвиток національного ендопротезування суглобів (результати 30-річних досліджень). Трансплантація та штучні органи. 2021. № 2 (03). С. 28–36.

9. Населення за показником індексу маси тіла та статтю. URL: https://ukrstat.gov.ua/gend_rivnivni/metadata_gr/06/data/6.8.xls (дата звернення: 24.07.2025).
10. *Зенкевич О.* Метод конечных элементов в технике. М.: Мир, 1975. 541 с.
11. *Александров А. В., Потапов В. Д.* Основы теории упругости и пластичности. М.: Высшая школа, 1990. 400 с.
12. *Каплун А. Б.* Ansys в руках инженера : Практическое руководство. М.: Едиториал УРСС, 2003. 272 с.
13. Image Segmentation (3D Slicer's documentation). URL: https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user_guide/image_segmentation.html (дата звернення: 24.07.2025).
14. MeshLab. References. URL: <https://www.meshlab.net/#references> (дата звернення: 24.07.2025).
15. *Березовский В. А., Колотилев Н. Н.* Биофизические характеристики тканей человека: К.: Наукова думка, 1990. 224 с.
16. *Лазарев І. А., Костюк В. Ю., Дедков А. Г., Скибан М. В.* Біомеханічне комп'ютерне моделювання поведінки системи «кістка – фіксатор – ендопротез» при різних видах внутрішньої геміпельвектомії. Травма. 2018. Т. 19, № 6. С. 28–36. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.6.19.2018.152218>.
17. *Тяжелов А. А., Яресько А. В., Карпинский М. Ю., Федulichев П. Н., Гончарова Л. Д., Кузнецов А. А.* Анализ напряженно-деформированного состояния крыла безымянной кости при использовании различных вариантов крепления узла погружного аппарата для удлинения бедренной кости. Травма. 2013. Том 14, № 1. URL: <http://www.mif-ua.com/archive/article/35436> (дата звернення: 24.07.2025).
18. *Науменко Н. Ю., Лоскутов О. А., Горобець Д. В., Сирота С. А., Хруц І. К.* Розрахункові моделі для оцінки напружено-деформованого стану кісткової тканини при тотальному ендопротезуванні тазостегнового суглоба. Технічна механіка. 2014. № 1. С. 67–72. URL: <https://journal-itm.dp.ua/docs/P-09-01-2014.pdf>.
19. *Науменко Н. Ю., Горобець Д. В., Лоскутов О. О., Сирота С. А.* Чисельний аналіз напруг системи «кістка–імплантат» вертлужної западини тазостегнового суглоба. Технічна механіка. 2015. № 1. С. 110–115. URL: https://journal-itm.dp.ua/UKR/Publishing/12-01-2015_ukr.html (дата звернення: 30.07.2025).
20. *Лоскутов А. Е., Красовский А. В., Олейник А. Е.* и др. К методике определения модуля упругости спонгиозной костной ткани. Ортопедия, травматология и протезирование. 2000. № 3. С. 28–31.
21. *Омельченко Т. М., Бурянов О. А., Лях А. П., Мазевич В. Б., Шидловський М. С., Мусієнко О. С.* Кореляція модуля пружності та рентгенологічної щільності кісткової тканини в зоні надп'ятково-гомількового суглоба. /Ортопедия, травматология и протезирование. 2018. № 3. С. 80–84. <https://doi.org/10.15674/0030-59872018380-84>
22. *Попсуйшанка К. О., Коверник О. В., Підгайська О. І., Карпінський М. Ю.* Вивчення напружено-деформованого стану моделей заднього спондилодезу поперекового відділу хребта в разі нормальних показників сагітального балансу хребта і таза. Травма. 2023. Т. 24, № 2. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.24.2023.939>
23. *Герасименко С. І., Полулях М. В., Тяжелов О. А., Яресько О. В., Полулях Д. М.* Обґрунтування положення ацетабулярного компонента при ендопротезуванні кульшового суглоба у хворих із тяжким типом дисплазії. Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2016. № 1. С. 10–15.
24. *Бондаренко С. Є.* Ендопротезування в разі наслідків травм кульшової западини та проксимального відділу стегнової кістки : дис. ... д-ра мед. наук : утв. 01.10.18. Харків, 2018. – 382 с. – 12345678988. – URL: https://sytenko.org.ua/wp-content/uploads/thesis/Bondarenko_SE_Thesis.pdf (дата звернення: 5.08.2025).
25. Björnsdóttir M. Influence of Muscle Forces on Stresses in the Human Femur. – Stockholm, 2014. 45 p. URL: <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:839895/FULLTEXT01.pdf> (дата звернення: 30.07.2025).
26. *Vidal-Lesso A., Ledesma-Orozco E., Daza-Benitez L., Lesso-Arroyo R.* Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. Ngenieria Mecanica Tecnologia Y Desarrollo. 2014. 4(6). P. 239–246.
27. *Ma C., Du T., Niu X., Fan Yu.* Biomechanics and mechanobiology of the bone matrix. Bone Research. 2022. № 10. 59 p. <https://doi.org/10.1038/s41413-022-00223-y>
28. *Plagenhoef S., Evans F. G., Abdelnour T.* Anatomical data for analyzing Human Motion. Research Quarterly for Exercise and sport. 1983. V.54, No. 2. P. 169–178. <https://doi.org/10.1080/02701367.1983.10605290>

Стаття надійшла до редакції 30.01.2026;
 прийнято до друку після рецензування 11.03.2026;
 дата публікації 31.03.2026.