

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>

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЕЛЕМЕНТІВ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА НА РІЗНИХ СТАДІЯХ ПІСЛЯ ТОТАЛЬНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ ПРИ СТАТИЧНИХ НАВАНТАЖЕННЯХ

1. Інститут технічної механіки Національної академії наук України і Державного космічного агентства України, вул. Лешко-Попеля, 15, м. Дніпро, 49005, Україна;
e-mail: sobolevskaya1609@gmail.com

2. Дніпровський державний медичний університет,
вул. Володимира Вернадського, 9, м. Дніпро, 49044, Україна

Актуальною проблемою прикладної біомеханіки, пов'язаною з тотальним ендопротезуванням кульшового суглоба людини, є забезпечення стабільної роботи ендопротеза в експлуатації на основі аналізу методами математичного моделювання взаємодії ацетабулярного компонента з вертлюжною западиною тазової кістки. Метою досліджень є розробка на основі даних комп'ютерної томографії скінченно-елементних моделей для оцінки при експлуатаційних навантаженнях напружено-деформованого стану (НДС) елементів кульшового суглоба після операції тотального ендопротезування. З використанням даних комп'ютерної томографії розроблено скінченно-елементні моделі для оцінки НДС елементів кульшового суглоба на різних стадіях після операції тотального ендопротезування з використанням безцементного ацетабулярного компонента, запресованого методом щільної посадки "Press-fit" у вертлюжну западину, яка немає дефектів. Розглянуто дві стадії після операції: початкову, коли установка ендопротеза тільки відбулася, а також стадію повного загоєння після ендопротезування. На початковій стадії розглянуто варіанти установки ендопротеза з урахуванням наявності або відсутності фрагментів субхондральної тканини на дні вертлюжної западини. На стадії повного загоєння враховано адгезію, тобто "вросання" субхондральної тканини вертлюжної западини в поверхню ацетабулярного компонента. В розроблених скінченно-елементних моделях враховано безфрикційний контакт "поверхня – поверхня" між голівкою ендопротеза кульшового суглоба і вкладишем ацетабулярного компонента, фрикційний контакт між металевим корпусом і вкладишем, а також контакт з сумісним переміщенням контактуючих поверхонь кісткових тканин при їх взаємодії між собою. На початковій стадії після операції контактну взаємодію між металевим корпусом та кістковими тканинами дна вертлюжної западини враховано як фрикційний контакт, а на стадії повного загоєння – як контакт з сумісним переміщенням контактуючих поверхонь. В статті наведено результати дослідження НДС елементів кульшового суглоба без дефектів вертлюжної западини після тотального ендопротезування при стоянні людини на двох ногах. Запропоновані моделі можуть бути використані як основа для подальших досліджень НДС елементів кульшового суглоба в експлуатації після тотального ендопротезування з урахуванням дефектів вертлюжної западини.

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

An important problem in applied biomechanics involving total hip arthroplasty is to ensure the stable endoprosthesis operation using the results of mathematical simulation of acetabular component – acetabulum interaction. The goal of this study is to develop finite-element models based on computer tomography data to assess the stress and strain field (SSF) of hip joint elements under service loads after a total arthroplasty. Based on computer tomography data, finite-element models are developed to assess the stress and strain field of hip joint elements at different stages after a total press-fit arthroplasty with the use of a cementless acetabular component pressed into an intact acetabulum. Two stages are considered; an initial stage immediately after the arthroplasty and a stage of full healing. For the initial stage, different variants of endoprosthesis mounting with account for the presence or absence of subchondral tissue fragments on the acetabulum bottom are considered. For the full healing stage, account is made for adhesion, i.e., the subchondral tissue of the acetabulum growing into the acetabular component surface. The finite-element models developed account for a surface-surface frictionless contact between the hip joint endoprosthesis head and the acetabular component liner, a friction contact between the metal body and the liner, and a contact with the joint motion of the bone tissue contact surfaces in their interaction. Contact interaction between the metal body and the bone tissues of the acetabulum bottom is accounted for as a friction contact at the initial stage and as a contact with the joint motion of the contact surfaces at the full healing stage. The paper presents the results on the SSF of intact-acetabulum hip joint elements after a total arthroplasty for the case of two-leg standing. The proposed models may be used as a basis for further studies of the in-service SSF of hip joint elements after a total arthroplasty with account for acetabulum defects.

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

© 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. №2.

Вступ. На теперішній час в умовах воєнного стану при наявності великої кількості поранених, зокрема з важкими ураженнями кульшових суглобів, єдиним способом повернути дієздатність людини, покращити якість її життя є своєчасна операція тотального ендопротезування. При такій операції здійснюється заміна вертлюжної западини суглоба [1] і стегового компонента біосумісними конструкціями, що забезпечують плавний і безболісний рух в суглобі. Актуальною проблемою прикладної біомеханіки, пов'язаною з тотальним ендопротезуванням кульшового суглоба людини, є забезпечення стабільної роботи ендопротеза в експлуатації на основі аналізу методами математичного моделювання взаємодії ацетабулярного компонента з вертлюжною западиною тазової кістки.

Ендопротез кульшового суглоба складається з двох основних частин, а саме стегового та ацетабулярного компонентів [2]. Стегновий компонент замінює головку та шийку стегової кістки. Ацетабулярний компонент замінює суглобову поверхню вертлюжної западини. Існують основні типи фіксації ендопротеза – цементна, безцементна та гібридна [2] – [5]. Цементна фіксація – це установка компонентів ендопротеза на спеціальний кістковий цемент. Безцементний тип фіксації – це установка компонентів за рахунок вбивання в кістку під час операції, тобто щільної первинної посадки (фіксація “press-fit”, фіксація гвинтами, фіксація з використанням гвинтових імплантів) з наступним “вросанням” кісткової тканини у пористу поверхню чи спеціальні борозни ендопротеза. Гібридний тип фіксації – це коли один із компонентів ендопротеза кріпиться без цементу, а другий за допомогою кісткового цементу. Вибір типу фіксації залежить від особливостей ураженого суглоба та кісткової тканини. Позитивність результату ендопротезування в основному залежить від конструкції ендопротеза, адекватності його обраної моделі, клінічної ситуації, способу фіксації ендопротеза та техніки виконання хірургічного втручання. Найбільш важливими критеріями для вибору ендопротезу кульшового суглоба є вік, спосіб життя, професія, причини виникнення захворювання, наявність алергій. Оптимальний вибір для більшості хворих – безцементний ендопротез, оскільки зрощення кістки та протеза є надійнішим варіантом фіксації. Безцементні ендопротези є найкращими для молодих пацієнтів, оскільки добре фіксуються завдяки високій щільності їх кісткових тканин. Використання безцементного ендопротеза дозволяє значно збільшити термін експлуатації та зменшити необхідність ревізійного ендопротезування [6]. Такі ендопротези простіше замінити, ніж цементні після закінчення термінів служби. Використання цементних ендопротезів дозволяє уникнути проблем у пацієнтів похилого віку зі зниженою міцністю та щільністю кісток. Цементна фіксація страхує хворого від міграції ендопротеза. Ендопротезування з гібридною фіксацією виконується за індивідуальними особливостями, коли один із компонентів неможливо зафіксувати за допомогою безцементної фіксації. Слід зазначити, якщо раніше позитивні результати ендопротезування кульшового суглоба значно переважали у випадках застосування безцементного та гібридного способів фіксації компонентів протезів, а негативні лідирували у випадках використання цементних протезів, то на теперішній час метод цементування став значно краще за рахунок використання нових технічних можливостей та застосування “Вакуумного методу цементування” [7]. Цементне і безцементне ендопротезування кульшового суглоба зароджувалося, формувалося і вдосконалювалося практично окремо одне від другого, цементне ендопротезування переважає в Європі (особливо Шве-

ція, Норвегія, Великобританія), а безцементне – в США. За останні роки відбувається процес поєднання цих шкіл ендопротезування: в Європі стали активніше використовувати безцементне ендопротезування, а в США – цементне.

Процес розробки технічних рішень щодо конструкцій ендопротеза кульшового суглоба активно розвивається в різних країнах світу. Лідерами серед держав заявників патентів з розглянутого питання на теперішній час є такі країни як США, Китай, Швеція, РФ, Велика Британія, Австралія, Канада [8] – [11]. Відсутність активного патентування технічних рішень заявниками з Німеччини та інших провідних європейських країн за останні десять років обумовлена тим, що основні технічні рішення стосовно ендопротезів кульшового суглоба запатентовано раніше та вже впроваджено у виробництво. Серед провідних міжнародних компаній, що виробляють найбільш якісні ендопротези кульшового суглоба, слід відзначити Zimmer (США), DePuy (США), Johnson & Johnson (США), Stryker (США), Biomet (США), Smith & Nephew (Велика Британія), Aesculap (Німеччина), Waldemar LINK (Німеччина), Mathis (Швейцарія), B. Braun (Німеччина), DJO Global (США), Exactech (США), Sulzer Medica (США), Wright Medical Group (США), Implantcast (Німеччина) та інші. Серед вітчизняних виробників модульних ендопротезів кульшового суглоба – це науково-виробниче товариство з обмеженою відповідальністю “ОРТЕН” [12], [13].

Перспективним напрямком розвитку ендопротезування кульшового суглоба є створення персональної ацетабулярної системи з урахуванням особливостей її фіксації шляхом побудови віртуальних 3D моделей тазових кісток на основі томографічних досліджень. Математичне моделювання напружено-деформованого стану елементів кульшового суглоба в експлуатації після операції дозволить розробити біомеханічно обґрунтовані рекомендації щодо ендопротезування кульшового суглоба.

Постановка задачі. Метою досліджень, викладених в статті, є розробка на основі даних комп’ютерної томографії скінченно-елементних моделей для оцінки при експлуатаційних навантаженнях напружено-деформованого стану (НДС) елементів кульшового суглоба після операції тотального ендопротезування.

Розглянуто кульшовий суглоб чоловіка з середньою за даними Держстату [14] вагою 80 кг, який стоїть на двох ногах. Операцію тотального ендопротезування цього кульшового суглоба проведено з використанням безцементного ацетабулярного компонента, що складається із двох компонентів, а саме зовнішнього металевго корпусу і закріпленого усередині спеціального вкладиша. Під час операції після запресовування у вертлюжну западину (без дефектів) металевго корпусу в нього вставляється і блокується вкладиш, усередині якого відбувається обертання головки ендопротеза кульшового суглоба. Безцементний ацетабулярний компонент встановлюється в оброблену фрезою вертлюжну западину шляхом запресовування методом щільної посадки “Press-fit”. При цьому на дні вертлюжної западини можуть залишатися або бути відсутні фрагменти субхондральної тканини. Розглянуто дві стадії після операції: початкову, коли установка ендопротеза тільки відбулася, а також стадію повного загоєння після ендопротезування. На початковій стадії розглянуто варіанти установки ендопротеза з урахуванням наявності або відсутності фрагментів субхондральної тканини на дні вертлюжної западини. На

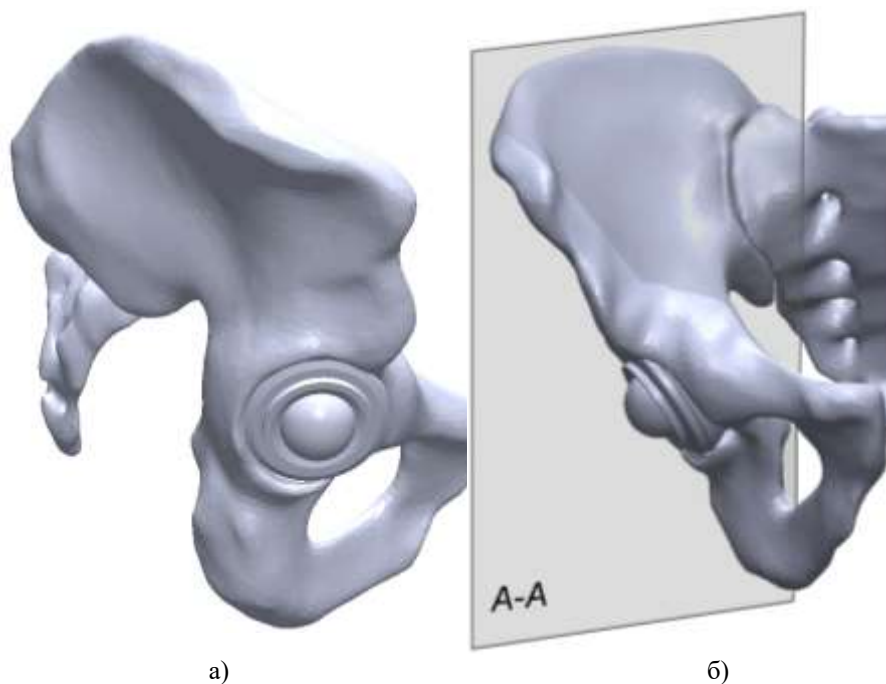
стадії повного загоєння враховано адгезію, тобто “вростання” субхондральної тканини вертлюжної западини в поверхню ацетабулярного компонента.

Математичне моделювання. Розроблено скінченно-елементну модель для дослідження НДС елементів кульшового суглоба при експлуатаційних навантаженнях на основі даних комп’ютерної томографії [15].

Для дослідження НДС елементів кульшового суглоба після ендопротезування при експлуатаційних навантаженнях також використовується метод скінченних елементів у вигляді методу переміщень [16] – [18]. 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. Оцінка міцності елементів конструкції здійснюється шляхом порівняння отриманих максимальних еквівалентних напружень σ_e з допустимим напруженням $[\sigma]$

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

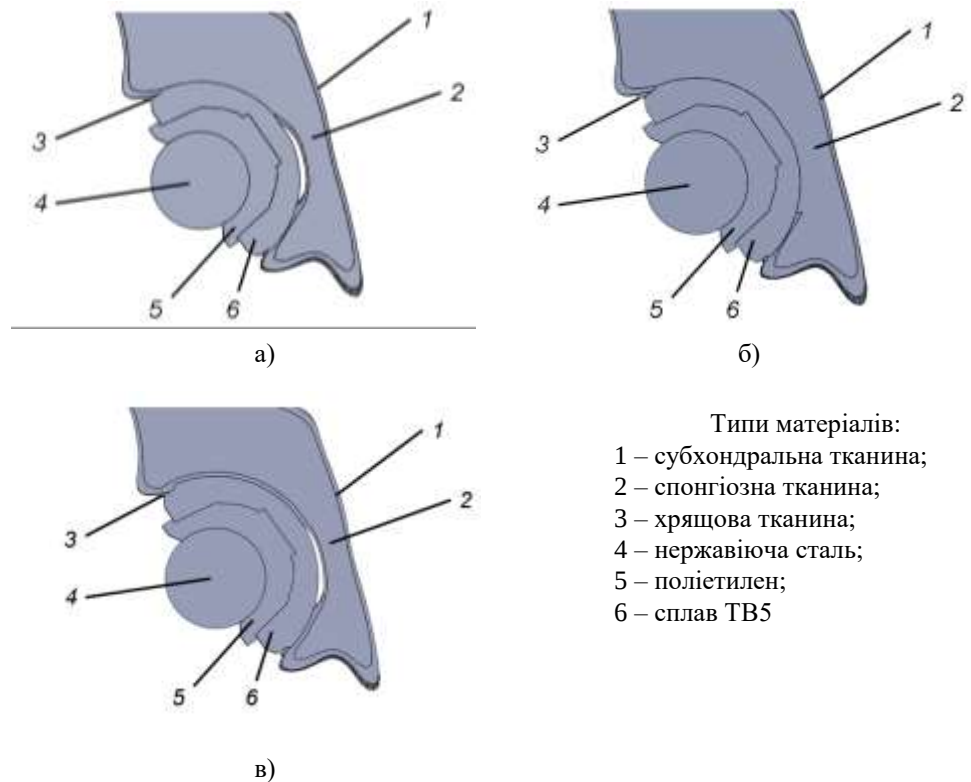
З використанням даних комп’ютерної томографії конкретного чоловіка віком 54 роки за наведеним в статті [15] алгоритмом побудовано геометричну модель (рис. 1), що включає крижову кістку хребтового стовпа, клубову, сідничу, лобкову кістки, кульшову западину на бічній поверхні тазової кістки, ацетабулярний компонент та головку ендопротеза, представлену шаром.



а) – вид з боку головки ендопротеза; б) – вид спереду з перерізом А-А

Рис. 1 – Геометрична модель кульшового суглоба після тотального ендопротезування

На рис. 2 показано перерізи А-А кульшового суглоба з ендопротезом на різних стадіях після операції.



- а) – початкова стадія після операції ендопротезування при наявності фрагментів субхондральної тканини на дні вертлюжної западини;
 б) – початкова стадія після операції ендопротезування при відсутності фрагментів субхондральної тканини на дні вертлюжної западини;
 в) – стадія повного загоєння після встановлення ендопротеза

Рис. 2 – Перерізи А-А кульшового суглоба з ендопротезом на різних стадіях після операції

З використанням побудованих геометричних моделей, що враховують особливості взаємодії вертлюжної западини та ендопротеза на розглянутих стадіях після операції, розроблено такі скінченно-елементні моделі:

– модель 1 для дослідження НДС елементів кульшового суглоба на початковій стадії після операції тотального ендопротезування з урахуванням присутності на дні вертлюжної западини фрагментів субхондральної тканини;

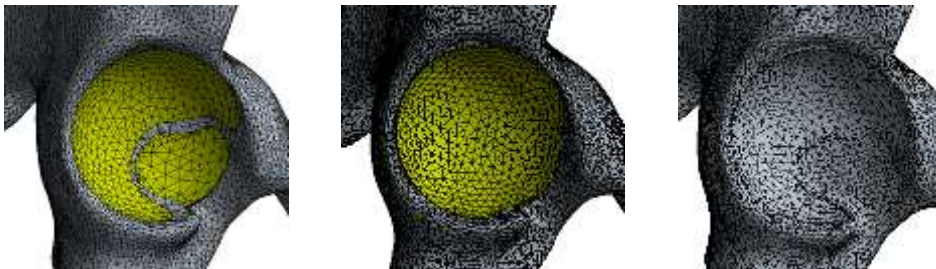
– модель 2 для оцінки НДС елементів кульшового суглоба на початковій стадії після операції тотального ендопротезування з урахуванням відсутності на дні вертлюжної западини фрагментів субхондральної тканини.

– модель 3 для аналізу НДС елементів кульшового суглоба на стадії повного загоєння після встановлення ендопротеза і здійсненні великої адгезії.

Загальний вид скінчено-елементних схем для моделей 1 – 3 наведено на рис. 3, а скінчено-елементні схеми зони вертлюжної западини для різних моделей – на рис. 4.



Рис. 3 – Загальний вид скінчено-елементних схем для моделей 1 – 3



а)

б)

в)

а) – модель 1;

б) – модель 2;

в) – модель 3

Рис. 4 – Скінчено-елементні схеми зони вертлюжної западини для різних моделей

Скінченно-елементні схеми для моделей 1 – 3 складаються з об'ємних 4-х вузлових елементів тетраедральної форми. Характерний розмір ребра – 3 мм для всіх елементів, крім тих, що моделюють головку ендопротеза. Характерний розмір цих елементів – 5 мм. В цілому скінченно-елементна схема для моделі 1 містить 472096 елементів та 785311 вузлів, для моделі 2 – 469922 елемента та 780106 вузлів, для моделі 3 – 778939 елементів та 1319681 вузол.

Фізико-механічні параметри матеріалів, використаних при розробці моделей 1 – 3, наведено в табл. 1.

Таблиця 1 – Параметри матеріалів тканин суглоба та ендопротеза

Найменування	E , МПа	$[\sigma]$, МПа	μ
Субхондральна тканина	18350	150	0,3
Спонгіозна тканина	330	25	0,3
Хрящова тканина	10,5	–	0,49
Нержавіюча сталь Х18Н9Т	230000	580	0,3
Титановий сплав ВТ5	106000	800	0,3
СВМПЭ марки “Хирулен”	500	30	0,3
Примітка. В таблиці використано такі позначення: E – модуль Юнга другого роду; $[\sigma]$ – допустиме напруження для різних кісткових тканин; μ – коефіцієнт Пуассона.			

В скінченно-елементних моделях 1 – 3 враховано безфрикційний контакт “поверхня–поверхня” між голівкою ендопротеза кульшового суглоба і вкладишем ацетабулярного компонента, фрикційний контакт (коефіцієнт тертя дорівнює 0,2) між металевим корпусом і вкладишем, а також контакт з сумісним переміщенням контактуючих поверхонь кісткових тканин при їх взаємодії між собою. В моделях 1 – 2 контактну взаємодію між металевим корпусом та кістковими тканинами дна вертлюжної западини враховано як фрикційний контакт (коефіцієнт тертя дорівнює 0,2), а в моделі 3 як контакт з сумісним переміщенням контактуючих поверхонь.

Схеми граничних обмежень та навантажень для проведення розрахунків з використанням скінченно-елементних моделей 1 – 3 показано на рис. 5.

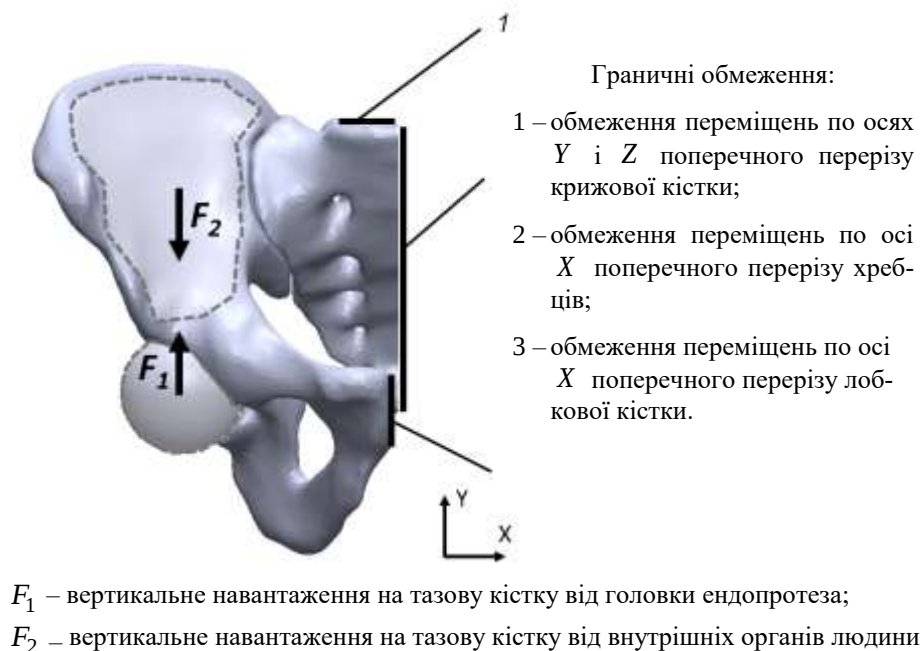


Рис. 5 – Схеми граничних обмежень та навантажень

Розглянуто навантаження на тазову кістку при стоянні людини на двох ногах. При середньостатистичному значенні маси тіла людини чоловічої статі 80 кг. Вертикальні навантаження (див. рис. 5) $F_1 = 261,5 \text{ Н}$ та $F_2 = 104,85 \text{ Н}$ на один суглоб. Навантаження F_1 рівномірно розподілене по поверхні шару, який спрощено моделює головку ендопротеза. Навантаження F_2 рівномірно розподілене по поверхні тазової кістки, як показано на рис. 5.

Результати досліджень. З використанням розроблених моделей 1 – 4 проведено дослідження НДС елементів кульшового суглоба на різних стадіях після операції тотального ендопротезування з використанням безцементного ацетабулярного компонента, запресованого у вертлюжну западину, що немає дефектів.

На рис. 6 – 7 показано НДС елементів кісткових тканин в зоні вертлюжної западини при експлуатаційному навантаженні на початковій стадії після операції з урахуванням присутності (модель 1) або відсутності (модель 2) на дні вертлюжної западини фрагментів субхондральної тканини.

Порівняльний аналіз результатів, отриманих до [15] та після операції ендопротезування з використанням моделей 1 і 2, показав, що максимальні значення еквівалентних напружень σ_e в елементах субхондральної тканини приблизно однакові (5 МПа), а в елементах спонгіозної тканини після операції ендопротезування стають майже вдвічі нижче (0,17 МПа).

Порівняльний аналіз результатів, отриманих до та після операції ендопротезування з використанням моделі 3, показав, що максимальні значення еквівалентних напружень σ_e в елементах субхондральної тканини збільшуються майже вдвічі ($\sigma_e = 10 \text{ МПа}$). Для елементів спонгіозної тканини максимальні значення еквівалентних напружень практично однакові ($\sigma_e = 0,32 \text{ МПа}$).

Наявність фрагментів субхондральної тканини на дні вертлюжної западини є кращим варіантом, ніж їх відсутність, з точки зору менших напружень σ_e в елементах субхондральної тканини при стоянні людини на двох ногах на початковій стадії після операції. Використання моделі 2 для оцінки міцності елементів кісткових тканин кульшового суглоба на цій стадії доцільно з точки зору аналізу напружень для гіршого варіанта.

На рис. 8 – 9 показано НДС елементів кісткових тканин в зоні вертлюжної западини при експлуатаційному навантаженні на стадії повного загоєння після операції з урахуванням великої адгезії, що відбулася.

Аналіз отриманих результатів та їх порівняння з відповідними результатами для здорового кульшового суглоба [18] показали, що на стадії повного загоєння після операції НДС елементів кісткових тканин кульшового суглоба при розглянутому навантаженні наближається до НДС здорового суглоба. Однак, слід зазначити, що на цій стадії міняється розподіл еквівалентних напружень σ_e в зоні вертлюжної западини. Це відбувається в результаті перерозподілу навантаження від головки ендопротеза по більшій площі поверхні вертлюжної западини. При цьому напруження σ_e в елементах субхондральної тканини в зоні вертлюжної западини наближаються до нуля, а в елементах спонгіозної тканини стають майже вдвічі меншими.

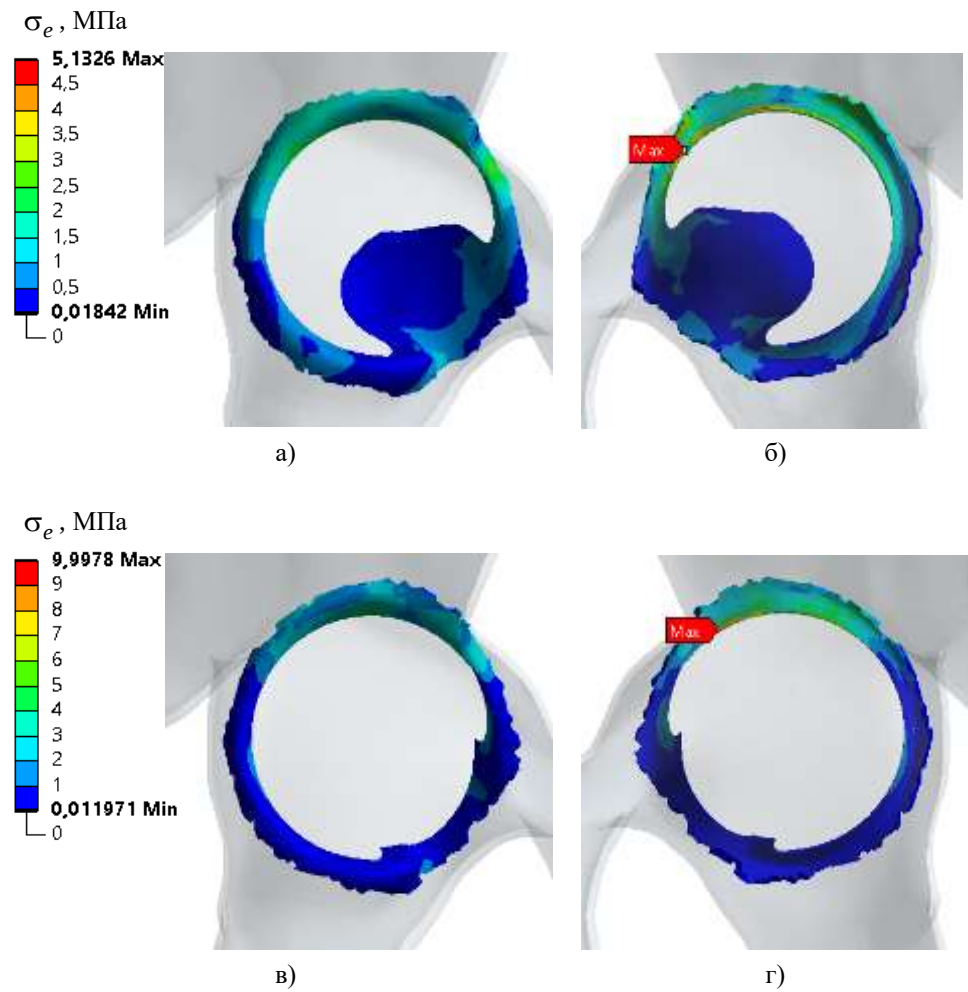
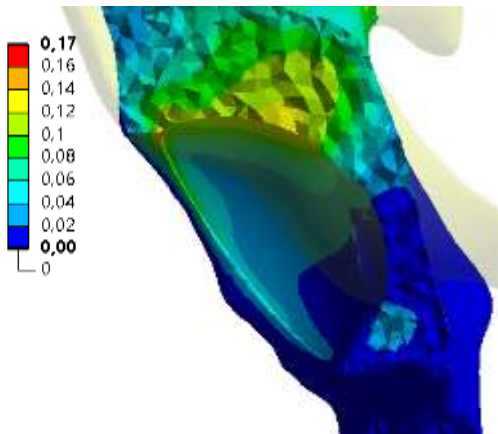
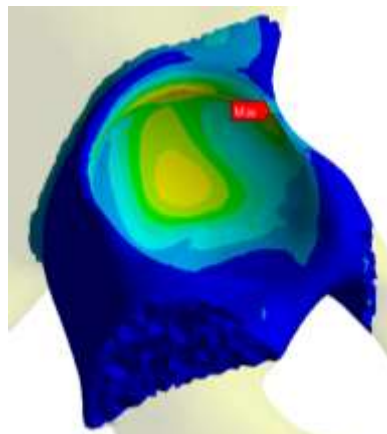


Рис. 6 – НДС елементів субхондральної тканини в зоні вертлюжної западини при експлуатаційному навантаженні на початковій стадії після операції з урахуванням присутності (модель 1) або відсутності (модель 2) на дні вертлюжної западини фрагментів субхондральної тканини

σ_e , МПа

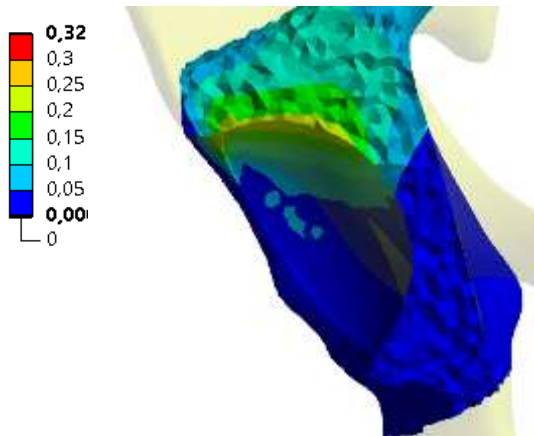


а)

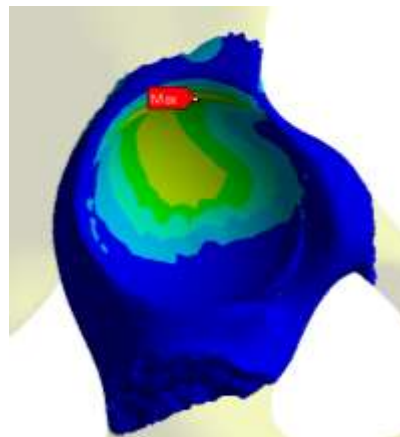


б)

σ_e , МПа



в)

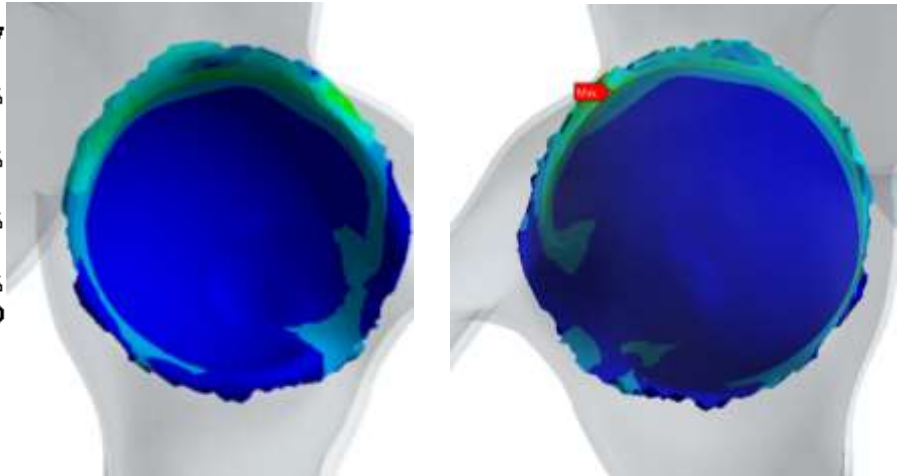
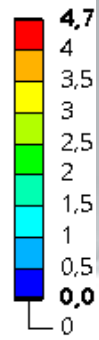


г)

- а) – вид з боку перерізу А-А (модель 1);
- б) – вид з боку головки ендопротеза (модель 1);
- в) – вид з боку перерізу А-А (модель 2);
- г) – вид з боку головки ендопротеза (модель 2)

Рис. 7 – НДС елементів спонгіозної тканини в зоні вертлюжної западини при експлуатаційному навантаженні на початковій стадії після операції з урахуванням присутності (модель 1) або відсутності (модель 2) на дні вертлюжної западини фрагментів субхондральної тканини

σ_e , МПа



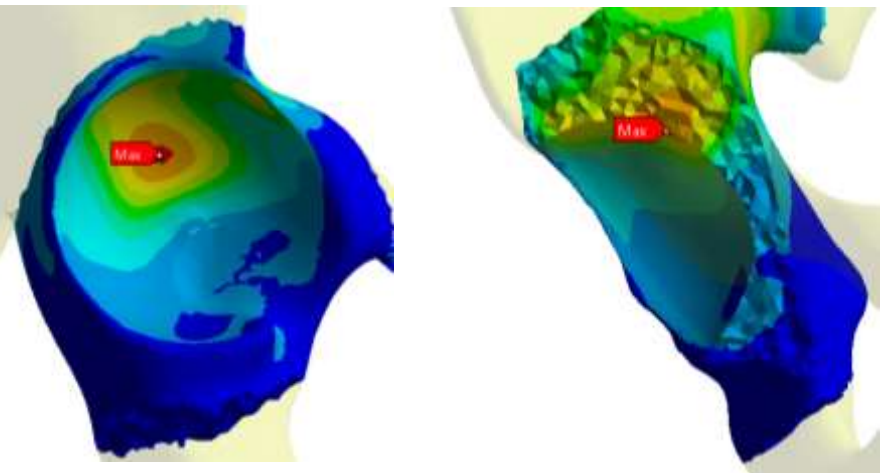
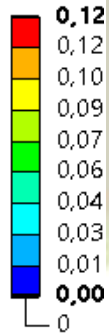
а)

б)

а) – вид з боку головки ендопротеза;
б) – вид з боку тазової кістки

Рис. 8 – НДС елементів субхondральної тканини в зоні вертлюжної западини при експлуатаційному навантаженні на стадії повного загоєння (модель 3)

σ_e , МПа



а) – вид з боку головки ендопротеза;
б) – вид з боку перерізу А-А

Рис. 9 – НДС елементів спонгіозної тканини в зоні вертлюжної западини при експлуатаційному навантаженні на стадії повного загоєння (модель 3)

В результаті проведених досліджень встановлено, що наявність фрагментів субхондральної тканини на дні вертлюжної западини є кращим варіантом, ніж їх відсутність, з точки зору менших напружень σ_e в елементах субхондральної тканини при стоянні людини на двох ногах на початковій стадії після операції. Використання моделі 2 для оцінки міцності елементів кісткових тканин кульшового суглоба на цій стадії доцільно з точки зору аналізу напружень для гіршого варіанта. Показано, що на стадії повного загоєння після операції НДС елементів кісткових тканин кульшового суглоба при розглянутому навантаженні наближається до НДС здорового суглоба.

Висновки. На основі побудованих з використанням даних комп'ютерної томографії 3D геометричних моделей розроблено скінчено-елементні моделі для оцінки напружено-деформованого стану НДС елементів кульшового суглоба на різних стадіях після операції тотального ендопротезування з використанням безцементного ацетабулярного компонента, запресованого у здорову (без дефектів) вертлюжну западину. Моделі 1 і 2 призначено для дослідження НДС елементів кульшового суглоба на початковій стадії після операції з урахуванням відповідно присутності або відсутності на дні вертлюжної западини фрагментів субхондральної тканини. Модель 3 призначено для аналізу НДС елементів кульшового суглоба на стадії повного загоєння після встановлення ендопротеза.

Встановлено, що наявність фрагментів субхондральної тканини на дні вертлюжної западини є кращим варіантом, ніж їх відсутність, з точки зору менших напружень σ_e в елементах субхондральної тканини при стоянні людини на двох ногах на початковій стадії після операції. Використання моделі 3 для оцінки міцності елементів кісткових тканин кульшового суглоба на цій стадії доцільно з точки зору аналізу напружень для гіршого варіанта. Показано, що на стадії повного загоєння після операції НДС елементів кісткових тканин кульшового суглоба при розглянутому навантаженні наближається до НДС здорового суглоба.

Запропоновані моделі можуть бути використані як основа для подальших досліджень НДС елементів кульшового суглоба в експлуатації після тотального ендопротезування з урахуванням дефектів вертлюжної западини.

1. Неттер Ф. Атлас анатомії людини. Львів: Наутилус, 2004. 592 с.
2. Эндопротезирование тазобедренного сустава: моногр. / под ред. проф. А. Е Лоскутова. Д.: Лира, 2010. 344 с.
3. Методи тотального ендопротезування кульшового суглоба. URL: <https://www.statpearls.com/articlelibrary/viewarticle/22894/> (дата звернення: 17.06.2026).
4. Total Hip Replacement Surgery (Hip Prosthesis). URL: <https://www.joint-surgeon.com/orthopedic-services/osteoarthritis-of-the-hip/total-hip-replacement/> (дата звернення: 17.06.2026).
5. Сучасний погляд на первинне ендопротезування кульшового суглоба. URL: <https://ortho.net.ua/suchasnij-pogljad-na-pervinne-endoprotezuвання-kulshovogo-sugloba/> (дата звернення: 17.06.2026).
6. Эндопротезування кульшового суглоба (заміна кульшового суглоба). URL: <https://medicalplaza.ua/uk/content/endoprotezirovaniye-tazobedrennogo-sustava/> (дата звернення: 17.06.2026).
7. Эндопротез тазобедренного 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: 17.06.2026).
8. Imbuldeniya A. M., Walter W. L., Zicat B. A., Walter W. K. Cementless total hip replacement without femoral osteotomy in patients with severe developmental dysplasia of the hip. Minimum 15-year clinical and radiological results. Bone Joint J. 2014. Vol. 96-B (11). P. 1449–1454. DOI: 10.1302/0301-620X.96B11.33698. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B11.33698>
9. Scuderi R. Techniques in Revision Hip and Knee Arthroplasty. Philadelphia: Elsevier, 2014. 608 p.
10. Horst P., Sproul R. C., Bozic K. J. The economics of total hip and knee arthroplasty. In: Scuderi R. Techniques in Revision Hip and Knee Arthroplasty. Philadelphia: Elsevier, 2015. P. 2–5.

11. Wong K. C., Kumta S. M., Geel N. V., Demol J. One-step reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection. *Computer Aided Surgery*. 2015. Vol. 20, № 1. P. 14–23.. <https://doi.org/10.3109/10929088.2015.1076039>
12. Лоскутов А. Е. Развитие модульного эндопротезирования тазобедренного сустава отечественными системами “ОРТЭН”. *Сучасні медичні технології*. 2011. № 3-4. С. 207–210.
13. Лоскутов О. Є., Олійник О. Є., Лоскутов О. О., Синегубов Д. А. Розвиток національного ендопротезування суглобів (результати 30-річних досліджень). *Трансплантація та штучні органи*. 2021. № 2 (03). С. 28–36.
14. Держстат. Банк даних. URL: https://stat.gov.ua/uk/explorer?urn=SSSU%3ADF_SURVEY_LIVING_CONDITIONS_HOUSEHOLDS_A%28~%29&filter=IDX_BODY_MASS (дата звернення: 17.06.2026).
15. Горобець Д. В., Соболевська М. Б., Лоскутов О. Є. Скінченно-елементне моделювання напружено-деформованого стану елементів кульшового суглоба в експлуатації на основі даних комп'ютерної томографії. *Технічна механіка*. 2026. № 1. С. 73–85. <https://doi.org/10.15407/itm2026.01.073>
16. Зенкевич О. Метод конечных элементов в технике. М.: Мир, 1975. 541 с. <https://doi.org/10.15407/itm2026.01.073>
17. Александров А. В., Потапов В. Д. Основы теории упругости и пластичности. М.: Высшая школа, 1990. 400 с.
18. Каплун А. Б. Ansys в руках инженера: Практическое руководство. М. : Едиториал УРСС, 2003. 272 с.

Стаття надійшла до редакції 17.05.2026;
 прийнято до друку після рецензування 29.06.2026;
 дата публікації 02.07.2026.