

Методологія скінченно-елементного аналізу функціональності індивідуальних ревізійних ендопротезів колінного суглоба на основі даних комп'ютерної томографії

Є. І. Овчаренко¹ • М. Г. Кришук¹

Received: 12 May 2025 / Revised: 10 June 2025 / Accepted: 20 June 2025

Анотація. Розглядається ревізійне протезування стегнової кістки колінного суглобу з використанням індивідуальних протезів, виготовлених на базі титанового сплаву за допомогою адитивних технологій 3D друку. Актуальною проблемою є забезпечення оптимальної сумісності геометричної форми протезу з анатомічними особливостями пацієнта, що мінімізує ризик ускладнень та підвищує довговічність конструкції. Існуючі стандартизовані протези часто не враховують індивідуальних відмінностей, що може призвести до ускладнень та підвищеного зносу компонентів. Метою дослідження є розробка та апробація методики перевірки несучої спроможності ревізійного протезу, створенням ряду індивідуальних імітаційних моделей конструкцій металоостеосинтезу для типового випадку ревізійного протезування з подальшим порівнянням їх напружено деформованого стану та напружень у зоні контакту з двошаровою біологічною моделлю кістки. Було виконано збір геометричних характеристик кісток 15 пацієнтів за допомогою комп'ютерної томографії у форматі DICOM, з подальшим спрощенням моделей та форматуванням у .stl файли. Для одного з пацієнтів змодельовано 4 варіанти індивідуальних протезів типових розмірів та форм. Чисельні розв'язки прикладних задач біомеханіки були виконані за допомогою програмного комплексу Ansys Student 2024 R2. Отримано кількісні показники напружень на ендопротезі, напружень в зоні контакту та максимальних переміщень біомеханічної системи “кістка-протез”. Результати дослідження можуть бути використані в ортопедичній практиці для підбору оптимальної геометричної форми ендопротезу з метою покращення ефективності ревізійного протезування колінного суглобу.

Ключові слова: ревізійне протезування, індивідуальні ендопротези, колінний суглоб, анатомічна сумісність, 3D моделювання, пружно-деформований стан, міцність, контактні напруження, несуча спроможність.

Вступ

Хвороби кістково-м'язових систем наразі є однією з найбільш поширених захворювань сучасності. За інформацією з більшості джерел на долю колінних суглобів припадає від 50 % до 80 % випадків в залежності від виду ураження кісткової тканини. Найрозповсюдженішими серед них вважаються гонартроз, остеоартроз, ревматоїдний артрит, аваскулярний некроз та посттравматичний артрит. Протезування колінного суглоба зазвичай є кінцевою ланкою лікування проблем пов'язаних з цими хворобами, проте, навіть за умови використання сучасних імплантатів, термін їх служби

обмежений. В 30 % випадків після терміну в 10–15 років пацієнт потребує повторного хірургічного втручання для ревізійного протезування, а в 74–94 % випадків – після 20 років [1]–[3].

Ревізійне ендопротезування колінного суглоба є складнішою процедурою порівняно з первинним втручанням, оскільки часто супроводжується дефіцитом кісткової маси та необхідністю компенсації кісткових дефектів. Традиційні стандартизовані імплантати не завжди забезпечують оптимальну відповідність анатомічним та біомеханічним особливостям пацієнта, що може призводити до підвищеного зносу імплантату та ризику повторних ускладнень.

Розвиток таких сучасних технологій, як комп'ютерна томографія, 3D-моделювання та адитивні виробничі процеси, надають нові можливості для створення індивідуальних імплантатів, які в більшій мірі відповідають анатомічним особливостям кожного пацієнта

✉ Є. І. Овчаренко
iyegor99@gmail.com

¹ КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

порівняно зі стандартизованими конструктивними системами. Такий персоналізований підхід дозволяє оптимізувати геометрію та механічні властивості протеза, забезпечуючи кращу інтеграцію з кістковою тканиною та підвищуючи довговічність імплантату. Зокрема, використання методів скінченно-елементного аналізу дозволяє проводити всебічний біомеханічний аналіз системи “кістка-протез”, що сприяє оптимізації параметрів ендопротезування для кожного конкретного пацієнта.

Мета і задачі дослідження

Метою дослідження є розробка методології перетворення даних комп'ютерної томографії шляхом сегментації у тривимірні моделі кісткових структур та побудови дискретних моделей для скінченно-елементного розв'язку прикладних задач біомеханіки. Виконання порівняльного аналізу ряду індивідуалізованих реконструктивних моделей стегнової кістки колінного суглобу з використанням числового моделювання для оцінки напружено-деформованого стану та жорсткості системи “кістка-протез”. Дослідження спрямоване на оптимізацію геометрії протезів з метою підвищення їх міцності та довговічності.

Матеріали та методи дослідження

У дослідженні використано комплексний підхід для створення та аналізу індивідуальних моделей ендопротезів колінного суглобу, що включав обробку медичних зображень, 3D моделювання, чисельний аналіз міцності та несучої спроможності.

Для обробки медичних зображень використовувалися дані комп'ютерної томографії (КТ) кісток ко-

лінних суглобів 15 пацієнтів (8 чоловіків та 7 жінок віком від 45 до 75 років) у форматі DICOM, отримані від Інституту травматології та ортопедії НАМН України, з урахуванням вікових та статевих особливостей пацієнтів. Для перетворення цифрових даних у тривимірні моделі застосовувалося програмне забезпечення 3D Slicer, яке є open-source платформою для 2D і 3D візуалізації та аналізу медичних зображень. Slicer підтримує різні формати медичних даних, включаючи DICOM, що забезпечує точне відтворення анатомічних структур.

Процес сегментації анатомічних структур проводився з одночасним видаленням артефактів, які могли б викривити топологію згенерованих 3D-моделей. Це включало усунення надлишків та небажаних об'єктів, таких як шуми або елементи, що не належать до цільових анатомічних областей. Особлива увага приділялася пошуку оптимальної рентгенівської щільності для розмежування трабекулярної та компактної (кортикальної) кісткової тканини. Це дозволяло забезпечити високу точність відтворення мікроструктурних особливостей кісток, що є важливим для подальшого біомеханічного аналізу.

Для експорту моделей використовувався формат .stl (STereoLithography) [4], який є стандартом для зберігання тривимірних геометрій. Формат .stl описує поверхні моделей за допомогою трикутних полігонів, що утворюють тривимірну сітку. Така сітка складається з вершин і нормалей, що визначають орієнтацію кожної трикутної грані.

Отримані моделі у форматі .stl забезпечують високий ступінь деталізації та сумісність з широким спектром програмного забезпечення для подальшої обробки, створення індивідуальних ендопротезів та проведення біомеханічних симуляцій. Приклад візуалізації 2D та 3D показаний на рис. 1.

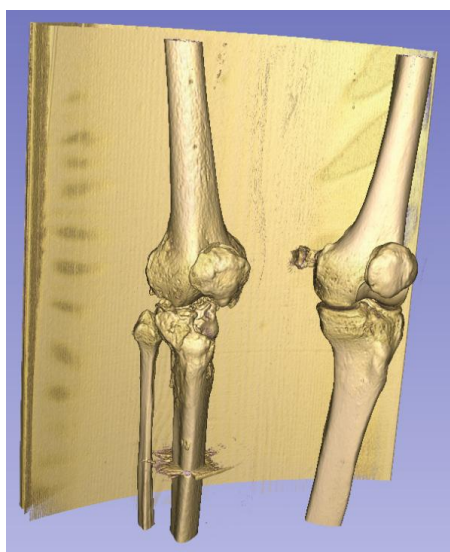


Рис. 1. КТ фронтальної площини колінних суглобів та рендеринг моделі колінних суглобів пацієнта

Після первинної обробки та сегментації тривимірних моделей кісткових структур у середовищі 3D Slicer [5] здійснено їх подальше вдосконалення з використанням програмного забезпечення Meshmixer [6] та SolidWorks [7] для підготовки до чисельного аналізу міцності.

З метою оптимізації ресурсів обчислювальної техніки було зменшено кількість полігонів на 25 % без суттєвої втрати топологічної точності моделей функцією Reduce у програмі Meshmixer. Це дозволило зберегти загальну геометрію анатомічних структур, включаючи розміри, форму та поверхневі особливості кісткових елементів, забезпечуючи адекватну відповідність реальній анатомії пацієнтів.

З метою підвищення топологічної цілісності моделей ручним способом було виконано корекцію проблемних ділянок поверхні, зокрема розривів та топологічних артефактів, що могли виникнути під час сегментації або редукції. Усунення цих дефектів було необхідним для забезпечення точної геометрії та цілісності тривимірних структур, що є критичним для подальшого моделювання навантажень та чисельного аналізу.

Для досягнення однорідності полігональної сітки та покращення якості геометричної апроксимації використовувалася функція Remesh, яка дозволила перетворити нерівномірну сітку на більш регулярну. Це забезпечило покращену топологію та оптимальні умови для подальшого перетворення моделей у SolidWorks.

На цьому етапі за допомогою програми SolidWorks було визначено основні геометричні характеристики кісток, такі як товщина кортикалу в двох перерізах та товщина кістки. Протягом усього процесу обробки загальна геометрія моделей залишалася незмінною, включаючи розміри, форму та рельєфні особливості кісткових структур, що забезпечує високий рівень відповідності моделей реальним анатомічним характеристикам.

Геометричні характеристики кісткових структур 15 пацієнтів були проаналізовані для оцінки варіабельності анатомічних параметрів. Середня товщина кортикального шару становила $4,8 \pm 1,9$ мм у проксимальному перерізі та $5,2 \pm 1,5$ мм у дистальному перерізі. Загальна товщина кістки варіювалась від 18,3 до 32,7 мм (середнє значення $25,4 \pm 4,3$ мм). Високий коефіцієнт варіації (30–40 %) підтверджує значну анатомічну варіабельність серед пацієнтів, що обґрунтовує необхідність індивідуального підходу до проектування ревізійних імплантів.

Після попередньої оптимізації у Meshmixer, моделі були імпортовані у SolidWorks для подальшого перетворення та створення параметричних CAD-моделей. Застосування модуля ScanTo3D дозволило конвертацію полігональних моделей у сплайнові поверхні.

У рамках дослідження обрано комп'ютерну томографію (КТ) одного пацієнта для детального аналізу та моделювання. На основі отриманих даних розроб-

лено чотири типи реконструктивних систем стегнової кістки колінного суглобу з уніфікованою спрощеною основною пластиною та чотирма варіантами стержнів (рис. 2): довжиною 30 мм, 75 мм, 75 мм з потовщенням та 135 мм (рис. 3). Прототипом для цих моделей слугувала стандартизована система Smith & Nephew LEGION Revision Knee System (RK) [8]. У таблиці 1 наведено розраховані значення площі поверхні стержнів ендопротезу, що визначає площу контакту з кістковою тканиною та відсотковим приростом площі поверхні відносно найменшого стержня. Параметр площі є критично важливим для забезпечення ефективної остеоінтеграції, оскільки більша площа контакту сприяє рівномірному розподілу навантаження та зменшує ризик мікрорухів, що в свою чергу підвищує довготривалу стабільність імплантату.

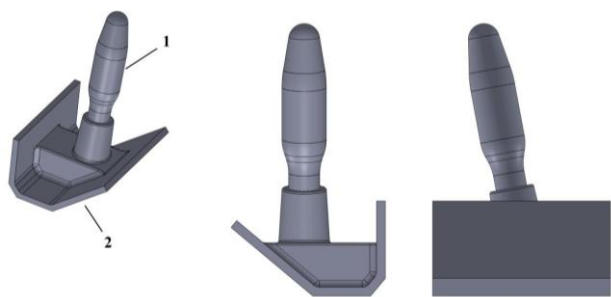


Рис. 2. Складові реконструктивних систем стегнової кістки колінного суглобу (1 – стержень довжиною 75 мм з потовщенням, 2 – спрощена основна пластина)

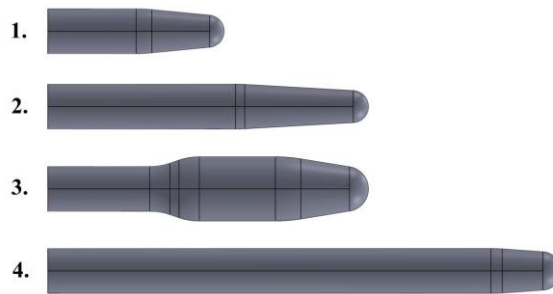


Рис. 3. Моделі стержнів реконструктивних систем стегнової кістки колінного суглобу різної довжини (1 – 30 мм, 2 – 75 мм, 3 – 75 мм з потовщенням, 4 – 135 мм)

Таблиця 1. Площа контактуючої з кістковою тканиною поверхні стержнів реконструктивних систем стегнової кістки колінного суглоба

Тип стержня	Загальна площа контактуючої поверхні, мм ²	Приріст, %
30 мм	2235,0	0
75 мм	4118,4	84
75 мм широкий	5271,2	102
135 мм	6957,3	175

Для створення детальної моделі кісткової тканини використано застосунок Ansys SpaceClaim, що входить до складу програмного забезпечення Ansys Student 2024 R2 [9]. Процес моделювання складався з двох основних етапів:

1. Створення окремих моделей трабекулярної та кортикальної кісткової тканини: На основі КТ-даних виконано сегментацію та побудову тривимірних моделей обох типів кісткової тканини. Це забезпечило точне відтворення внутрішньої структури кістки.

2. Об'єднання моделей кістки та ендопротезу: За допомогою операції Combine (Cut) у SpaceClaim було створено інтегровану модель системи “кістка-протез” для кожного з чотирьох варіантів ендопротезів.

Таким чином було створено чотири імітаційні моделі системи “кістка-протез”, кожна з яких складалася з чотирьох структурних елементів, для яких присвоєно відповідні фізико-механічні властивості, задані умови контакту структурних елементів, граничні умови та проведена скінченно-елементна дискретизація.

Для імітаційного моделювання біомеханічної поведінки системи фізико-механічні властивості кісткових тканин визначали як пружні з ортотропними характеристиками, що відповідає реальній структурі кісткової тканини [10]. Механічні властивості кортикальної та трабекулярної кісткової тканини були взяті з огляду біомеханічних властивостей кісток [10]. Для ревізійного імпланту з титанового сплаву Ti-6Al-4V, виготовленого методом селективного лазерного плавлення (SLM), використовували експериментально визначені характеристики матеріалу [11]. Значення модулів пружності (E_i), коефіцієнтів Пуассона (μ) та меж міцності (σ_i) для всіх структурних елементів наведено в таблиці 2.

Для визначення напружено-деформованого стану біомеханічної системи “кістка-протез” у програмному комплексі ANSYS Student 2024 R2 використовувався тип аналізу Static Structural.

Контактна взаємодія між структурними елементами біомеханічної системи (трабекулярна кістка, кортикальна кістка та імплант) моделювалася з використанням умови жорсткого з'єднання (Bonded). Даний тип контакту виключає можливість відносних переміщень на поверхнях спряження елементів та забезпечує

повну передачу навантажень між ними, відповідаючи умовам повної остеоінтеграції імпланту в кісткову тканину.

Скінченно-елементна дискретизація геометричних моделей виконувалася тетраедральними елементами другого порядку з квадратичною апроксимацією функцій переміщень. З метою підвищення точності чисельних результатів у зонах очікуваної концентрації напружень було реалізовано локальне згущення сітки в області трабекулярної структури та стержня протезу. Для забезпечення коректної передачі зусиль через контактні поверхні застосовувався алгоритм генерації сітки “вузол у вузол” (node-to-node).

Граничні умови моделювалися наступним чином: на нижньому перерізі кістки задавалися нульові переміщення в напрямку нормалі до площини перерізу (вздовж осі Z) та нульові кути повороту відносно всіх осей. Додатково, для запобігання переміщенню моделі як жорсткого тіла, в одному вузлі перерізу обмежувалися переміщення в площині перерізу (напрямки X та Y). Такий підхід, на відміну від повного защемлення, дозволяє вільне радіальне розширення перерізу під дією навантаження, що відповідає реальним умовам деформування кістки та запобігає виникненню нефізичних концентрацій напружень у зоні закріплення [12]. Використання таких граничних умов базується на принципі Сен-Венана, згідно з яким локальні ефекти від способу закріплення швидко згасають з віддаленням від зони їх прикладання. Це дозволяє отримати достовірні результати в зоні інтересу (область контакту імплант-кістка) незалежно від деталей моделювання віддалених граничних умов [13]. Навантаження системи здійснювалося прикладанням вертикальної сили величиною 1 Н до верхньої поверхні основної пластини ендопротезу (зона, до якої прикладене навантаження, показана червоним кольором на рис. 4). Вибір одиничного навантаження базується на лінійності сформульованої задачі теорії пружності: за умови малих деформацій компоненти тензора напружень прямо пропорційні величині прикладених зовнішніх сил. Це дозволяє масштабувати отримані результати для довільних фізіологічних навантажень та проводити об'єктивне порівняння різних конструктивних варіантів імплантів за їх відносними показниками міцності та жорсткості.

Таблиця 2. Фізико-механічні характеристики тканин і матеріалів

Матеріал/Тканина	E_x , ГПа	E_y , ГПа	E_z , ГПа	μ	σ_x , МПа	σ_y , МПа	σ_z , МПа
Трабекулярна	0,5	0,5	0,5	0,30	1,75	1,75	1,75
Кортикальна	10,1	10,1	17,9	0,40	53	53	92,95
Ti-6Al-4V	107	107	107	0,32	1309	1309	1309

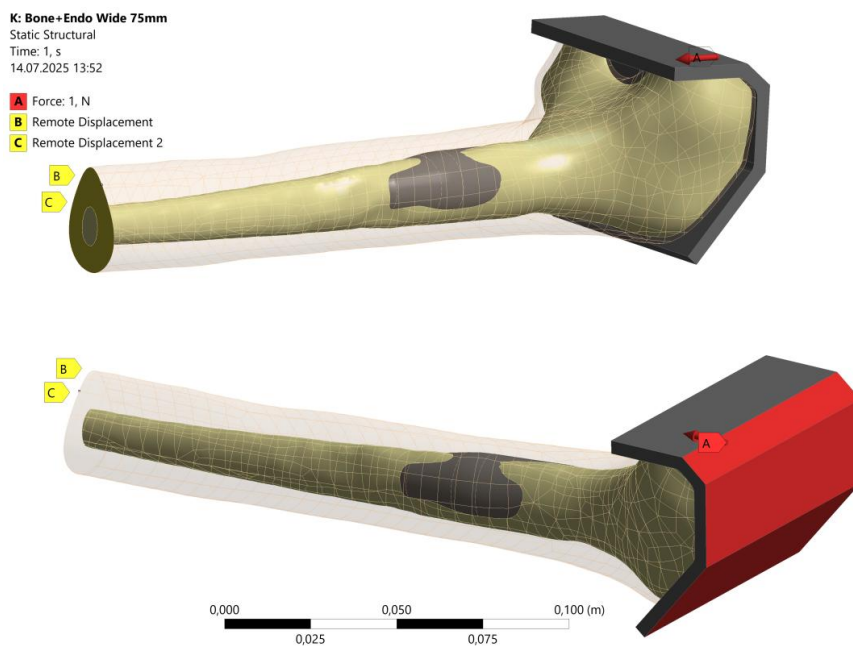


Рис. 4. Дискретна модель біомеханічної системи “кістка-протез” з показаною схемою силового навантаження

Аналіз результатів чисельного моделювання включав оцінку максимальних переміщень системи “кістка-протез”, розподілу еквівалентних напружень за Мізесом в елементах ендопротезу та визначення контактних напружень на межі поверхні спраження імпланта та кісткової тканини. Візуалізація результатів виконувалася з використанням постпроцесора Ansys з налаштуванням градієнтів для оптимального відображення зон концентрації напружень.

Аналіз результатів

Жорсткість біомеханічної системи оцінювалася за величиною максимальних переміщень при одиничному навантаженні. Для інтактної кістки без ендопротезу максимальне переміщення становило $1,569 \times 10^{-6}$ м,

що слугувало референтним значенням для порівняльного аналізу.

Встановлення ендопротезів призвело до підвищення жорсткості системи, про що свідчить зменшення максимальних переміщень. Для системи “кістка-протез” зі стержнем довжиною 30 мм переміщення зменшилось до $1,067 \times 10^{-6}$ м (на 32 %), для 75 мм – до $1,047 \times 10^{-6}$ м (на 33 %), для 75 мм з потовщенням – до $1,002 \times 10^{-6}$ м (на 36 %), а для 135 мм – до $0,879 \times 10^{-6}$ м (на 44 %).

Аналіз переміщень у площині на 2 мм нижче контактної поверхні уніфікованої пластини протезу виявив аналогічну тенденцію зі зменшенням деформацій від $1,208 \times 10^{-6}$ м для інтактної кістки до $0,711 \times 10^{-6}$ м для системи зі стержнем довжиною 135 мм (зниження на 41 %).

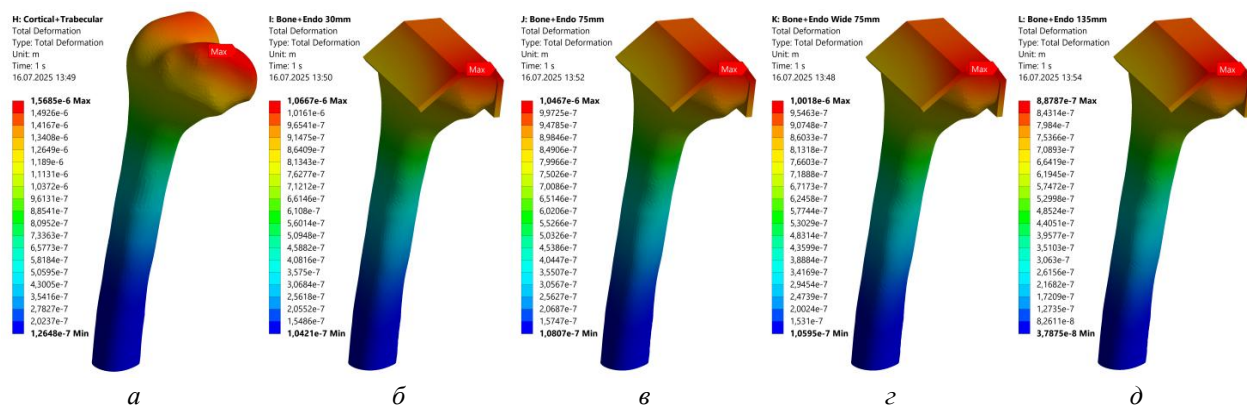


Рис. 5. Поля переміщень кістки без встановленого імпланту (а), та біомеханічних систем “кістка-протез” зі стержнем довжиною 30 мм (б), 75 мм (в), 75 мм з потовщенням (г) та 135 мм (д)

Отримані результати демонструють пряму кореляцію між довжиною стержня ендопротезу та жорсткістю системи. Коефіцієнт підвищення жорсткості (відношення переміщень інтактної кістки до системи з імплантом) зростав від 1,47 для 30 мм стержня до 1,78 для 135 мм, що підтверджує ефективність довших конструкцій у забезпеченні механічної стабільності. Залежність максимальних переміщень системи від конструктивних особливостей ендопротезу представлена на рис. 6.

Аналіз розподілу еквівалентних напружень за Мізесом в елементах ендопротезів виявив суттєві відмінності між конструкціями різної довжини та геометрії. Характер розподілу напружень та їх максимальні значення визначалися переважно довжиною стержня, наявністю концентраторів напружень (галтелі, уступи, зміни перерізу) та конструктивними особливостями кожного типу імпланту (детальна візуалізація представлена на рис. 7–10).

Важливо відзначити, що для різних конфігурацій імплантів зони максимальних напружень локалізувалися в різних областях, що пов'язано з особливостями передачі навантаження через конструкцію. Коротші стержні демонстрували концентрацію напружень поблизу місця прикладання навантаження, тоді як довші – в дистальних відділах через домінування згинальних деформацій.

Для ендопротезу зі стержнем довжиною 30 мм максимальне напруження становило 7883,5 Па та локалізувалося в зоні переходу від пластини до стержня. Це пояснюється різкою зміною геометрії в цій області, що створює концентратор напружень. Характерною особливістю було формування вторинного максимуму на нижній поверхні пластини в місці контакту з кістковою тканиною.

Збільшення довжини стержня до 75 мм призвело до зростання максимальних напружень до 11479 Па (+46 %). Основним фактором такого зростання стало

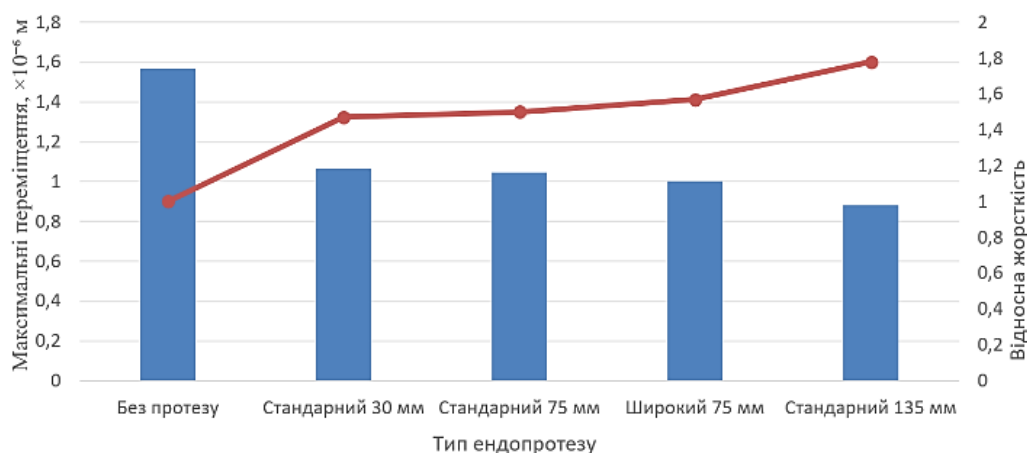


Рис. 6. Залежність переміщень та жорсткості біомеханічних систем від типу ендопротезу

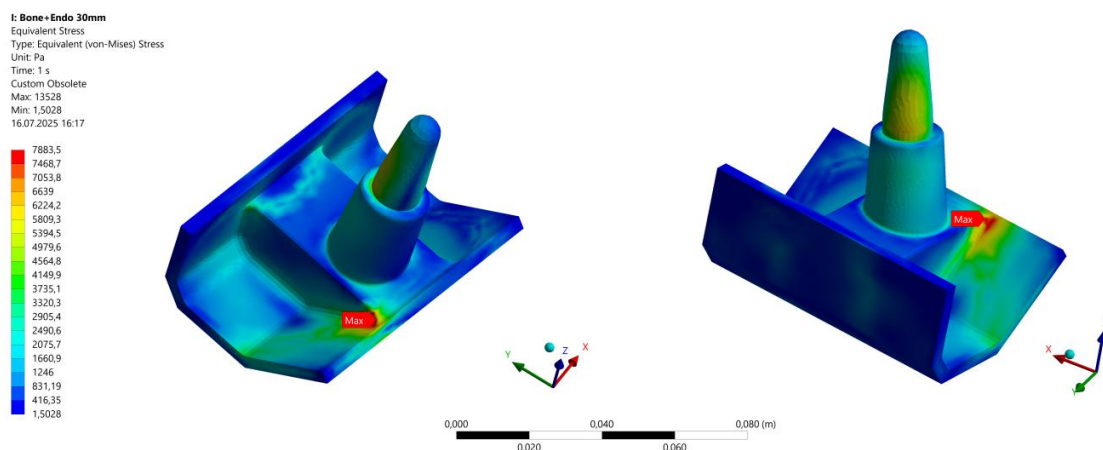


Рис. 7. Поля еквівалентних за Мізесом напружень в моделі ендопротезу зі стержнем довжиною 30 мм

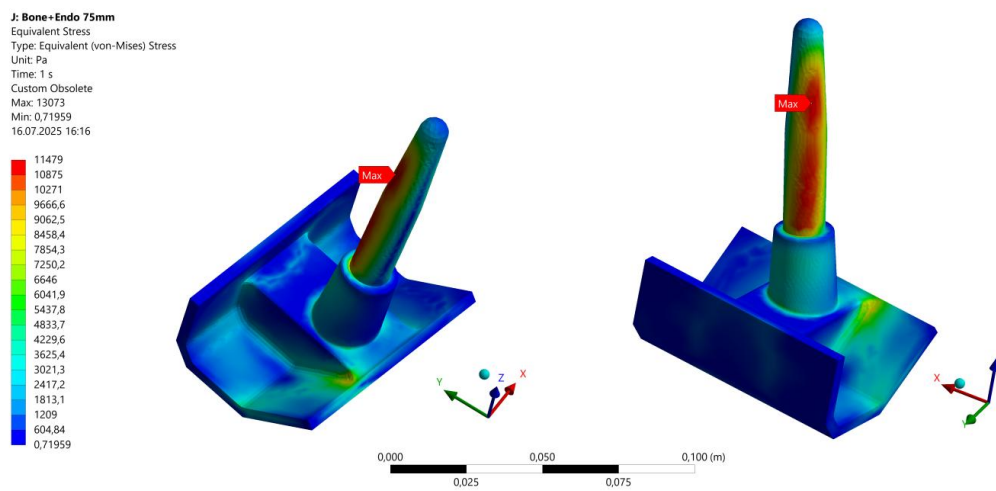


Рис. 8. Поля еквівалентних за Мізесом напружень в моделі ендопротезу зі стержнем довжиною 75 мм

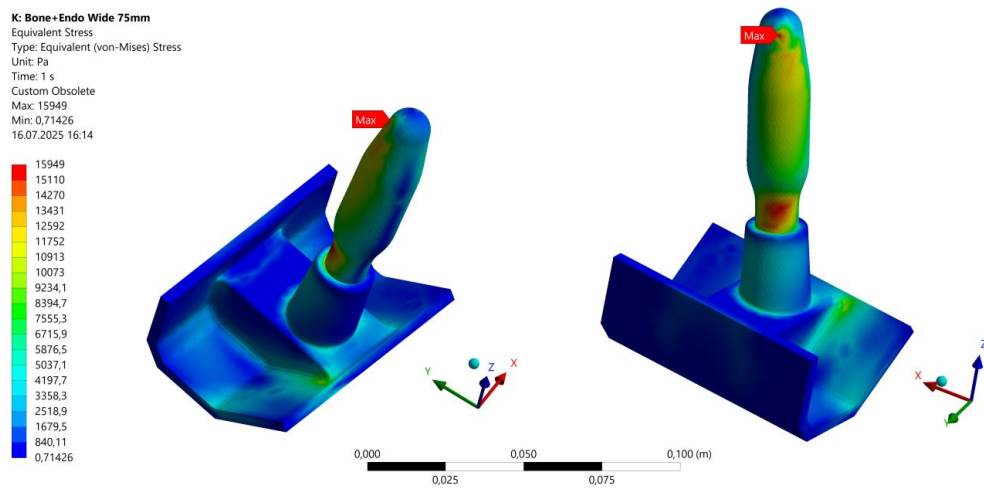


Рис. 9. Поля еквівалентних за Мізесом напружень в моделі ендопротезу зі стержнем довжиною 75 мм широкого типу

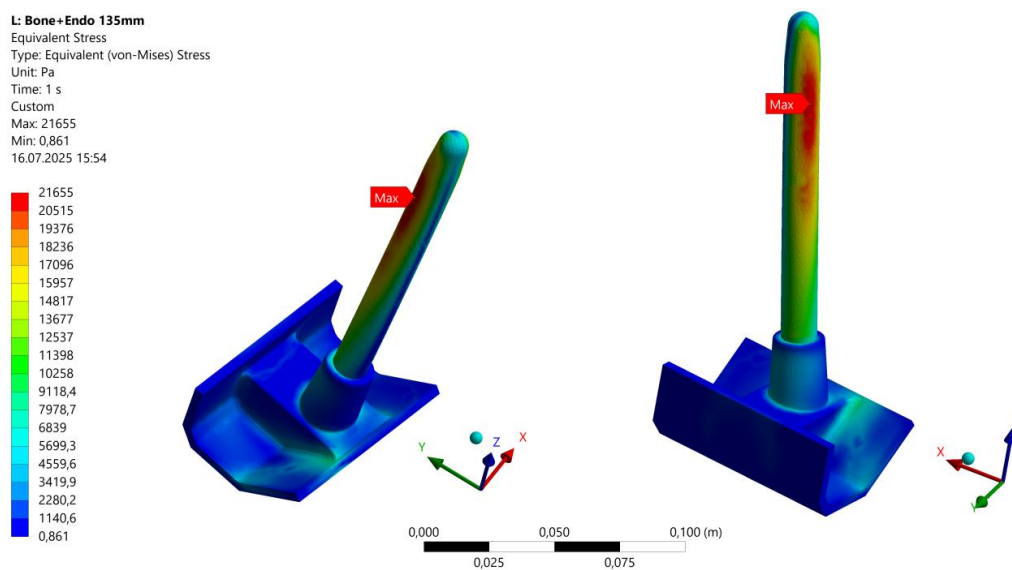


Рис. 10. Поля еквівалентних за Мізесом напружень в моделі ендопротезу зі стержнем довжиною 135 мм

Зона максимальних напружень змістилася на периферію стержня, утворюючи характерний градієнт від проксимального до дистального відділу. Довший стержень працює як консольна балка, де напруження зростають пропорційно відстані від точки закріплення.

Модифікація конструкції стержня довжиною 75 мм шляхом збільшення його діаметру (широкий варіант) призвела до подальшого зростання напружень до 15949 Па (+102 % відносно базової конструкції). Аналіз показав формування додаткових концентраторів напружень у місцях переходу діаметрів стержня. Ступінчаста зміна геометрії створила несприятливі умови для передачі навантаження, що перевищило позитивний ефект від збільшення моменту інерції перерізу.

Найдовша конструкція зі стержнем довжиною 135 мм продемонструвала максимальні напруження 21655 Па (+175 %). Напруження концентрувалися переважно в дистальній третині стержня з експоненційним зростанням від проксимального до дистального відділу. Це пояснюється квадратичною залежністю згинальних напружень від довжини консолі:

$$\sigma = \frac{M \cdot y}{I} = \frac{(F \cdot L) \cdot y}{I}; \quad (1)$$

де збільшення L прямо пропорційно збільшує напруження.

Для визначення залежності між довжиною L стержня стандартної товщини (без широкого 75 мм для чистоти регресії) та максимальними напруженнями $\sigma_{\max}$ використовувався степеневий регресійний аналіз:

– Лінійна регресія:

$$Y = A + B \cdot X; \quad (2)$$

де $Y = \ln(\sigma)$, $X = \ln(L)$, $A = \ln(a)$.

– Логарифмування даних:

$$\ln(L) = \ln([30, 75, 135]) = [3.401, 4.317, 4.905]; \quad (3)$$

$$\ln(\sigma) = \ln([7883.5, 11479, 21655]) = [8.973, 9.348, 9.983]; \quad (4)$$

– Розрахунок середніх значень:

$$\bar{X} = \frac{\sum \ln(L_i)}{3} = \frac{3.401 + 4.317 + 4.905}{3} = 4.208; \quad (5)$$

$$\bar{Y} = \frac{\sum \ln(\sigma_i)}{3} = \frac{8.973 + 9.348 + 9.983}{3} = 9.435; \quad (6)$$

– Розрахунок коефіцієнтів:

$$B = \frac{\sum [(X_i - \bar{X}) \cdot (Y_i - \bar{Y})]}{\sum [(X_i - \bar{X})^2]} = \frac{0.746}{1.149} = 0.649; \quad (7)$$

$$A = \bar{Y} - B \cdot \bar{X} = 9.435 - 0.649 \cdot 4.208 = 6.704; \quad (8)$$

$$a = \exp(A) = \exp(6.704) = 815.5; \quad (9)$$

– Коефіцієнт детермінації:

$$SS_E = \sum (Y_i - \hat{Y}_i)^2 = 0.0378; \quad (10)$$

$$SS_T = \sum (Y_i - \bar{Y})^2 = 0.5207; \quad (11)$$

$$R^2 = 1 - \frac{SS_E}{SS_T} = \frac{0.0378}{0.5207} = 0.927; \quad (12)$$

Кореляційний аналіз підтвердив сильну залежність між довжиною стержня та максимальними напруженнями з коефіцієнтом детермінації $R^2 = 0.93$. При цьому залежність $\sigma = 815.5 \cdot L^{0.65}$ має степеневий характер, що свідчить про нелінійне зростання напружень зі збільшенням довжини.

Щодо впливу площі контакту, варто зазначити, що її збільшення від 2235 мм² до 6957 мм² сприяє кращій остеоінтеграції, але має другорядний вплив на розподіл напружень в самому імпланті порівняно з геометричними факторами.

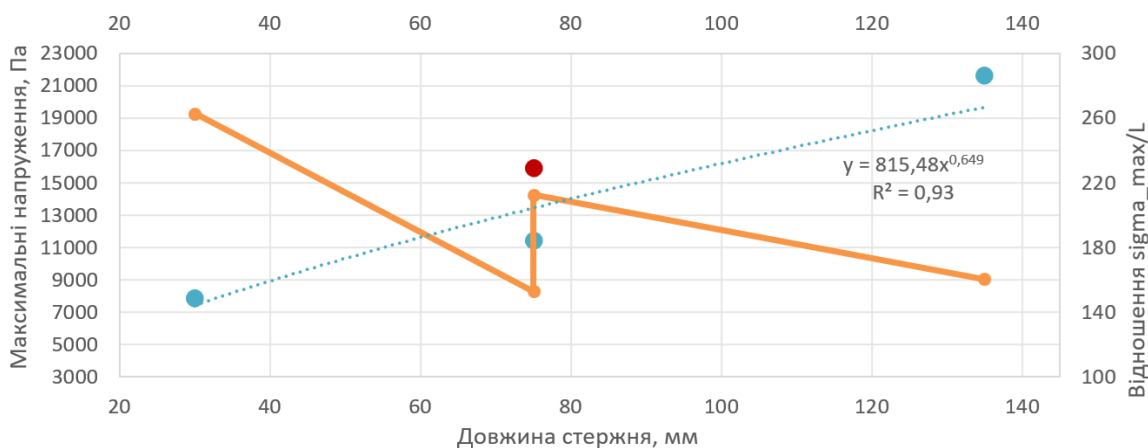


Рис. 11. Залежність максимальних напружень від довжини стержня ендопротезу

Дослідження контактної взаємодії на межі “імплант–кісткова тканина” виявило два принципово різних механізми передачі навантаження, які визначалися глибиною занурення стержня ендопротезу та його шириною. Детальна візуалізація розподілу контактних напружень представлена на рис. 12–15.

Короткі конструкції (30 мм та стандартний 75 мм) взаємодіяли виключно з трабекулярною кістковою тканиною. Для стержня 30 мм максимальні контактні напруження становили 1102,4 Па та концентрувалися в кільцевій зоні навколо проксимальної частини стержня (рис. 12). Збільшення довжини до 75 мм призвело до зростання напружень до 1457,5 Па з характерним зміщенням максимуму в дистальному напрямку (рис. 13). Візуалізація полів напружень показала формування еліпсоїдної зони навантаження з вираженим градієнтом від центру до периферії.

Принципово інша біомеханічна картина спосте-

рігалася при досягненні стержнем кортикального шару. Широкий варіант стержня довжиною 75 мм продемонстрував якісну зміну розподілу навантажень: напруження в трабекулярній тканині знизилися до 651,66 Па, натомість з’явилися значні напруження в кортикалі – 12386 Па (рис. 14–15). Аналіз показав, що зона контакту з кортикальним шаром охоплювала дистальну третину потовщеної частини стержня.

Найдовша конструкція (135 мм) забезпечила найнижчі напруження на трабекулярній структурі кістки (591,48 Па) при збереженні високого рівня в кортикальній структурі (12807 Па). Візуалізація виявила протяжну зону контакту з кортикальним шаром довжиною близько 40 мм, що забезпечувало рівномірний розподіл навантаження (рис. 16–17). Характерною особливістю було формування двох піків напружень – в проксимальній зоні переходу діаметрів та дистальній зоні максимального згинального моменту.

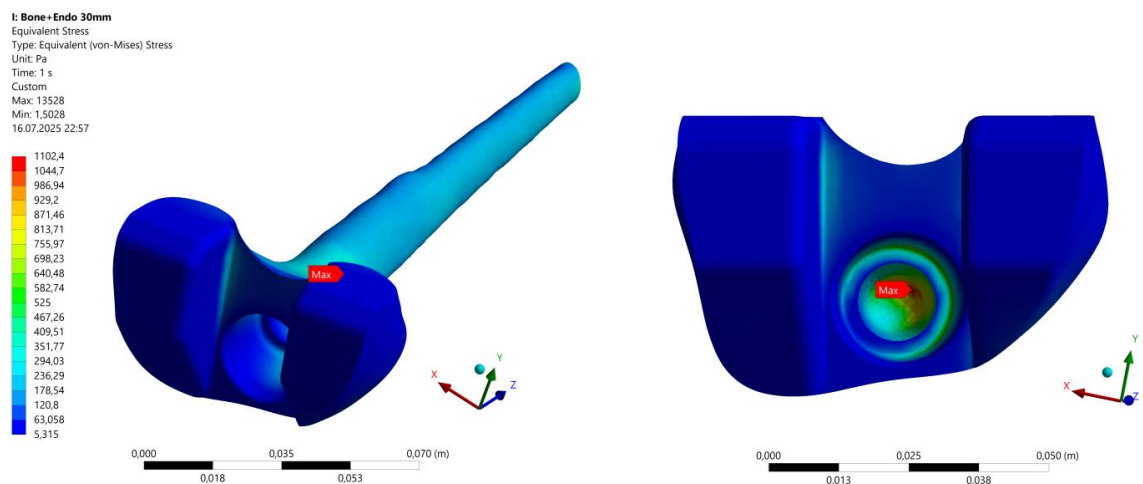


Рис. 12. Поля еквівалентних за Мізесом контактних напружень трабекулярної структури кістки у варіації системи “кістка-протез” зі стержнем довжиною 30 мм

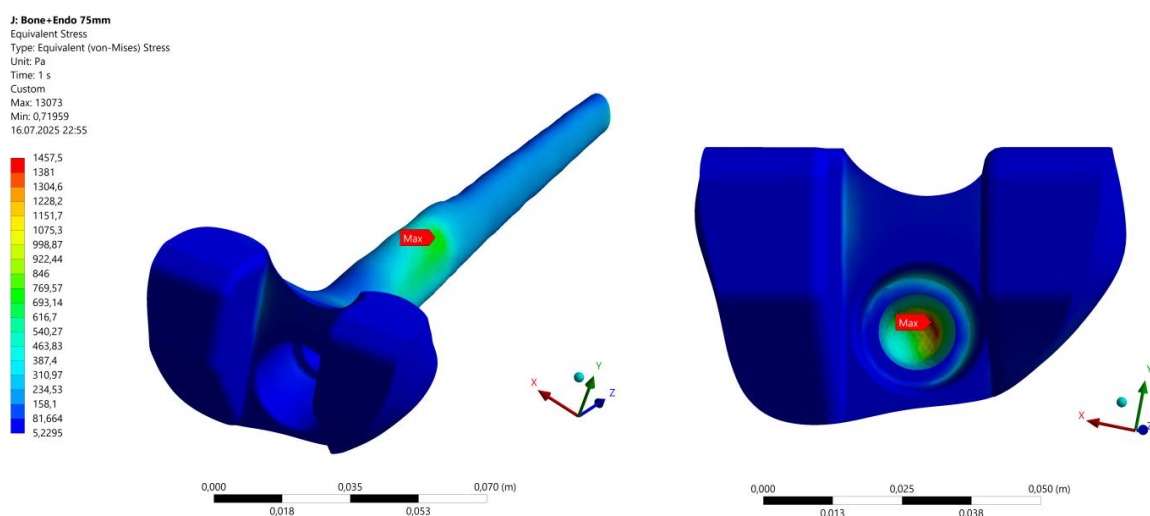


Рис. 13. Поля еквівалентних за Мізесом контактних напружень трабекулярної структури кістки у варіації системи “кістка-протез” зі стержнем довжиною 75 мм

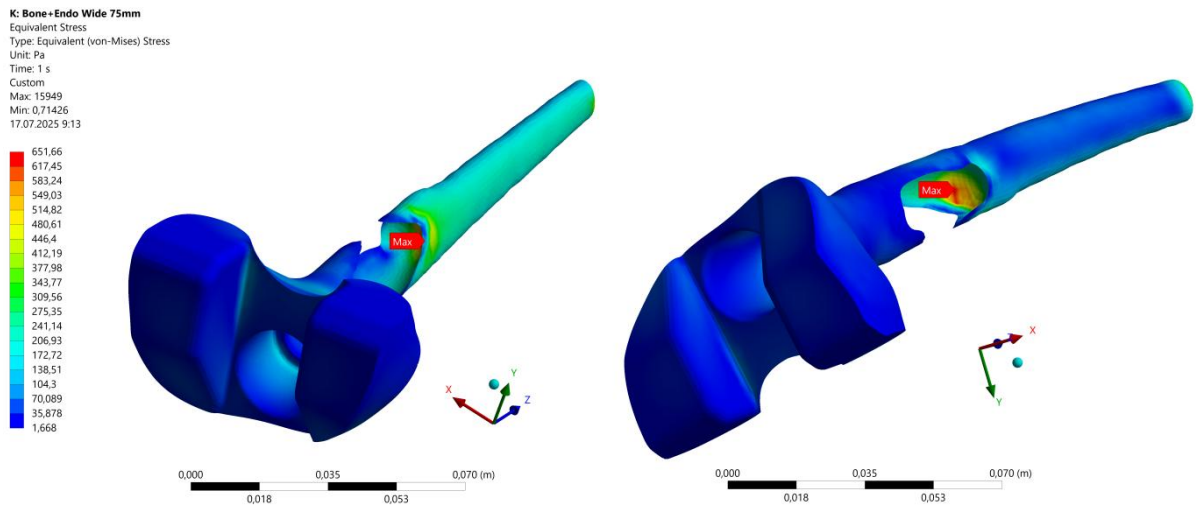


Рис. 14. Поля еквівалентних за Мізесом контактних напружень трабекулярної структури кістки у варіації системи “кістка-протез” зі стержнем довжиною 75 мм з потовщенням

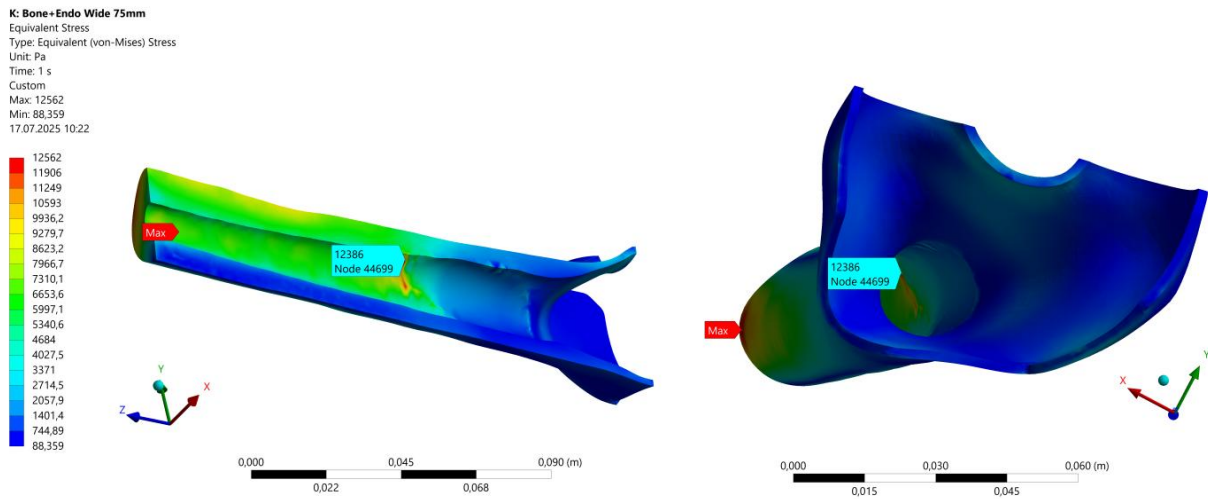


Рис. 15. Поля еквівалентних за Мізесом контактних напружень кортикальної структури кістки у варіації системи “кістка-протез” зі стержнем довжиною 75 мм з потовщенням

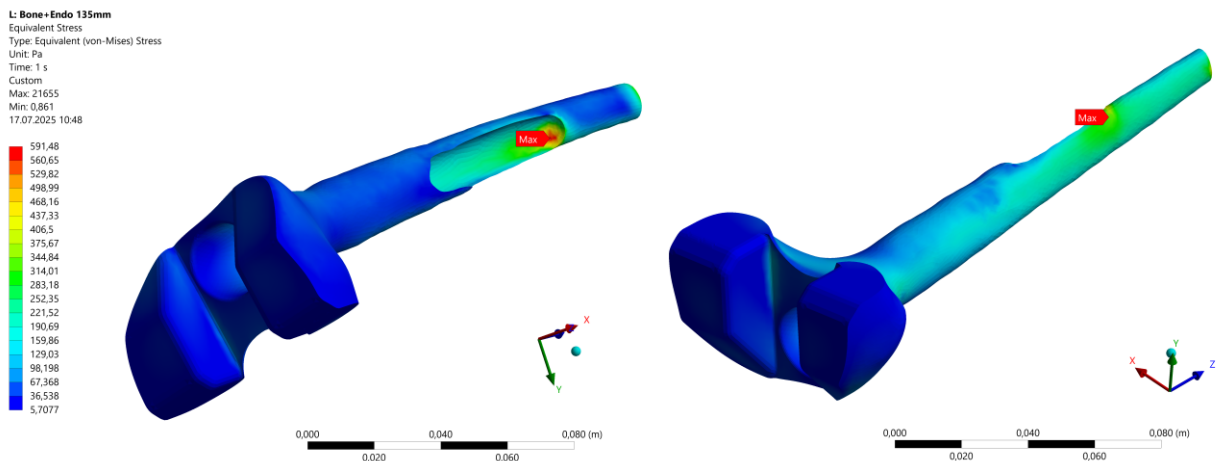


Рис. 16. Поля еквівалентних за Мізесом контактних напружень трабекулярної структури кістки у варіації системи “кістка-протез” зі стержнем довжиною 135 мм

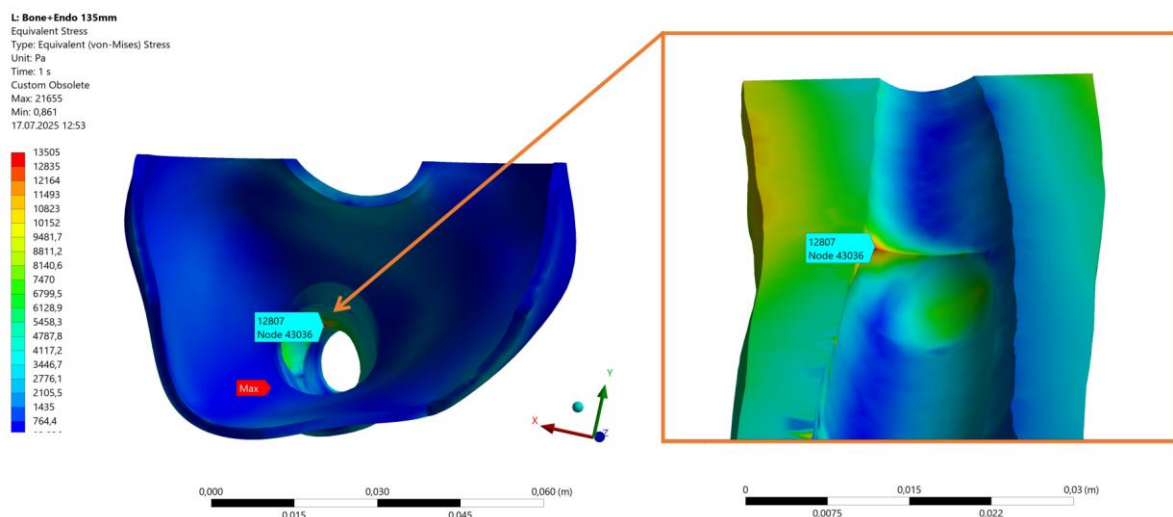


Рис. 17. Поля еквівалентних за Мізесом контактних напружень кортикальної структури кістки у варіації системи “кістка-протез” зі стержнем довжиною 135 мм

Порівняльний аналіз ефективності розподілу контактних напружень показав перевагу широкого варіанту 75 мм як оптимального компромісу. Ця конструкція забезпечила зниження напружень у трабекулярній кістці в 2,2 рази порівняно зі стандартним варіантом тієї ж довжини, при цьому не вимагаючи надмірної резекції кісткової тканини як у випадку 135 мм стержня.

Кількісний аналіз показав, що конструкції з контактом кортикального шару демонстрували в 1,7–2,4 рази нижчі напруження в трабекулярній кістці. При цьому співвідношення напружень кортикал/трабекула становило 19:1 для широкого 75 мм та 21,6:1 для 135 мм варіанту, що відображає ефективність залучення більш міцної кортикальної тканини до несення навантаження.

Отримані дані підтверджують біомеханічну перевагу конструкцій, що досягають кортикального шару, та вказують на широкий варіант 75 мм стержня як оптимальне рішення для більшості клінічних випадків ревізійного ендопротезування.

Для оцінки функціональної придатності оптимальної конструкції проведено розрахунок її несучої здатності. Застосовуючи коефіцієнт запасу $n = 1,5$, рекомендований стандартом ASTM F1800 для неруйнівного аналізу ортопедичних імплантів [14], та консервативно враховуючи межу пружності кортикальної кістки 50 МПа, допустиме навантаження становить 2690 Н. Це забезпечує безпечну експлуатацію для пацієнтів масою 90–135 кг з урахуванням динамічних факторів при ходьбі (коефіцієнт динамічності при ходьбі 3), що охоплює переважну більшість потенційних реципієнтів.

Висновки

1. Розроблено та апробовано методологію створення індивідуалізованих скінченно-елементних моделей системи “кістка-протез” на основі даних комп’ютер-

ної томографії. Запропонований алгоритм включає сегментацію анатомічних структур, оптимізацію полігональної сітки та параметричне моделювання, що забезпечує високу точність відтворення біомеханічних характеристик при раціональному використанні обчислювальних ресурсів.

2. Встановлено значну варіабельність геометричних параметрів кісткових структур серед досліджуваної вибірки пацієнтів ($n = 15$): товщина кортикального шару варіювалась від 2,1 до 8,4 мм ($CV = 30–40\%$), що підтверджує необхідність індивідуального підходу до проектування ревізійних ендопротезів та неможливість застосування уніфікованих конструктивних рішень.

3. Порівняльний біомеханічний аналіз чотирьох варіантів ревізійних ендопротезів виявив нелінійну залежність між довжиною стержня та параметрами напружено-деформованого стану системи. Максимальні напруження в імпланті зростали за степеневим законом $\sigma = 815,5 \cdot L^{0,65}$ ($R^2 = 0,97$), тоді як жорсткість системи підвищувалась лінійно з коефіцієнтом 1,47–1,78.

4. Ідентифіковано два принципово різних механізми передачі навантаження в системі “кістка-протез”: через трабекулярну тканину для коротких стержнів (30–75 мм) та комбінований трабекулярно-кортикальний для довгих конструкцій. Залучення кортикального шару до несення навантаження знижує напруження в трабекулярній кістці в 1,7–2,4 рази, що зменшує ризик її резорбції.

5. Визначено, що широкий варіант стержня довжиною 75 мм забезпечує оптимальний баланс біомеханічних характеристик: достатню жорсткість системи (підвищення на 57 %), помірні напруження в конструкції (15,9 кПа) та ефективний перерозподіл навантажень між типами кісткової тканини. Дана конструкція рекомендована як базова для ревізійного ендопротезування за відсутності масивних кісткових дефектів.

6. Результати дослідження можуть бути використані для розробки алгоритмів передопераційного планування та створення пацієнт-специфічних імплантів методом адитивного виробництва, що дозволить підвищити ефективність ревізійного ендопротезування колінного суглоба та знизити частоту повторних хірургічних втручань.

Конфлікт інтересів

Автори заявляють, що вони не мають жодного конфлікту інтересів щодо цього дослідження, включаючи фінансові, особисті, авторські або будь-якого іншого характеру, які могли б вплинути на дослідження та його результати, представлені в цій статті.

Використання штучного інтелекту

Автори підтверджують, що не використовували технології штучного інтелекту при створенні даної роботи.

References

- [1] A. E. Loskutov, T. Siebel, A. E. Oleynik, and D. A. Sinegubov, "Endoprosthetics in severe manifestation of rheumatoid arthritis," *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye*, pp. 114–116, 2002.
- [2] S. Sharma, F. Nicol, R. Abu-Rajab, M. Hullin, and S. McCreath, "Uncemented LCS meniscal bearing knee replacement used to revise a failed uni-compartmental knee – 10 to 15 year survivorship analysis," *Orthop. Proc.*, vol. 87-B, no. Suppl. III, p. 342, 2005, doi: https://doi.org/10.1302/0301-620X.87BSUPP_III.0870342d.
- [3] T. I. Osadchuk, A. V. Kalashnikov, and O. V. Khyts, "Gonarthrosis: prevalence and differential approach to endoprosthetics," *Ukr. Med. Chasopys*, vol. 6, no. 146, Nov./Dec. 2021, doi: <https://doi.org/10.32471/umj.1680-3051.146.222998>.
- [4] M. Burns, *Automated Fabrication: Improving Productivity in Manufacturing*, Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall, 1993.
- [5] R. Kikinis, S. D. Pieper, and K. G. Vosburgh, "3D Slicer: A platform for subject-specific image analysis, visualization, and clinical support," in *Intraoperative Imaging Image-Guided Therapy*, F. A. Jolesz, Ed. New York, NY, USA: Springer, 2014, pp. 277–289. doi: https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7657-3_19.
- [6] Autodesk Inc., "Meshmixer," version 3.5, San Rafael, CA, USA, 2021. [Online]. Available: <https://www.meshmixer.com>.
- [7] Dassault Systèmes SolidWorks Corp., "SolidWorks," version 2022, Waltham, MA, USA, 2024.
- [8] Smith & Nephew Inc., "LEGION Revision Knee System: Product Specifications," Smith & Nephew Inc., Memphis, TN, USA, 2024. [Online]. Available: <https://www.smith-nephew.com/professional/products-and-solutions/orthopaedic-reconstruction/knee/legion-revision-knee-system/>.
- [9] ANSYS Inc., "ANSYS Student," version 2024 R2, Canonsburg, PA, USA, 2024.
- [10] E. F. Morgan, G. U. Unnikrisnan, and A. I. Hussein, "Bone mechanical properties in healthy and diseased states," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 20, pp. 119–143, 2018. doi: <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-062117-121139>.
- [11] P. Tao, J. Zhong, H. Li, Q. Hu, S. Gong, and Q. Xu, "Microstructure, mechanical properties, and constitutive models for Ti–6Al–4V alloy fabricated by selective laser melting (SLM)," *Metals*, vol. 9, no. 4, Art. no. 447, 2019. doi: <https://doi.org/10.3390/met9040447>.
- [12] L. B. Maslov, "Biomechanical model and numerical analysis of hip joint implant with linear elastic isotropic material," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*. Vol. 235(5), pp. 1053–1063, 2021.
- [13] S. P. Timoshenko and J. Goodier, *Theory of Elasticity*, Moscow, Russia: Nauka, 1975.
- [14] "Standard Practice for Cyclic Fatigue Testing of Metal Tibial Tray Components," ASTM Standard F1800-12, ASTM International, West Conshohocken, PA, USA, 2012.

Finite element analysis methodology of patient-specific revision knee endoprostheses based on computed tomography data

Yehor Ovcharenko¹ • Mykola Kryshchuk¹

¹ Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine

Abstract. Revision femoral knee joint replacement using patient-specific prostheses manufactured from titanium alloy via additive 3D printing technologies is considered. A relevant problem is ensuring optimal geometric compatibility of the prosthesis with the patient's anatomical features, which minimizes the risk of complications and increases the longevity of the implant. Existing standardized prostheses often fail to account for individual variations, which can lead to complications and increased wear of components. The aim of this study is to develop and validate a methodology for assessing the load-bearing capacity of revision prostheses by creating a series of patient-specific simulation models of metal constructions for a typical revision case, followed by comparison of their stress-strain state and contact stresses with a two-layer biological bone model. Geometric data from 15 patients were collected using computed tomography in DICOM format, followed by model simplification and conversion into .stl files. For one patient, four variants of patient-specific prostheses with typical dimensions and shapes were modeled. Applied biomechanics problems were solved using the Ansys Student 2024 R2 software package. As a result, quantitative indicators of prosthesis stresses, contact zone stresses, and maximum displacements of the bone-prosthesis system were obtained. The study results can be used in orthopedic practice to select the optimal prosthesis geometry for improving the effectiveness of revision knee joint replacement.

Keywords: revision arthroplasty, patient-specific prostheses, knee joint, anatomical compatibility, 3D modeling, elastic-deformed state, strength, contact stress, load-bearing capacity.