

Оптимізація характеристик ревізійних ендопротезів колінного суглоба

Є. І. Овчаренко¹ - ORCID: <https://orcid.org/0009-0009-8478-1871>

Received: 16 September 2025 / Revised: 25 November 2025 / Accepted: 22 December 2025

Анотація. Розглядається проблема зниження маси індивідуальних ревізійних ендопротезів колінного суглоба при збереженні їх несучої спроможності через створення внутрішніх порожнин. Актуальність дослідження обумовлена необхідністю зменшення навантаження на кісткову тканину, покращення комфорту пацієнта та економії титанового сплаву при виготовленні індивідуалізованих імплантатів. Застосування адитивних технологій, зокрема селективного лазерного плавлення (SLM), дозволяє створювати складні внутрішні геометрії, недосяжні для традиційних методів обробки. Метою дослідження є визначення оптимального співвідношення між зниженням маси та збереженням міцнісних характеристик шляхом скінченно-елементного аналізу двох варіантів порожнистих конструкцій на базі стержня довжиною 75 мм з потовщенням. Чисельне моделювання виконано в програмному комплексі Ansys Student 2024 R2. Отримано кількісні показники зміни маси (зниження на 25–35 %) та відповідного зростання максимальних напружень (6–20 %) для різних конфігурацій внутрішніх порожнин. Результати демонструють можливість суттєвого зниження маси імплантату з прийнятним збільшенням напружень, що не перевищує запас міцності конструкції.

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

Вступ

Ревізійне ендопротезування колінного суглоба належить до найбільш складних напрямів сучасної ортопедії та травматології. Зростання кількості первинних операцій ендопротезування зумовлює підвищення потреби у повторних втручаннях через зношування компонентів, розвиток асептичної нестабільності або дефіцит кісткової тканини. Однією з ключових вимог до ревізійних імплантатів, особливо індивідуалізованих систем, є забезпечення їхньої довговічності та механічної надійності при мінімальному ризику додаткового пошкодження кісткової структури.

Проблематика оптимізації масо-міцнісних характеристик імплантатів є актуальною з кількох причин:

– Надлишкова маса протеза спричиняє ефект “stress-shielding” [1], який прискорює резорбцію трабекулярної кістки та знижує стабільність системи “кістка–імплантат”.

– Легші конструкції зменшують операційну травматичність і сприяють швидкій реабілітації пацієнтів.

– Економія титанового сплаву, що використовується для адитивного виробництва, є важливим фактором зниження собівартості та підвищення доступності індивідуалізованих ревізійних ендопротезів.

Більшість сучасних досліджень зосереджені на питаннях геометричної сумісності протезів з анатомічними структурами пацієнта та на аналізі напружено-деформованого стану у зоні контакту. Значний науковий інтерес також привертають ґратчасті та пористі структури, здатні знижувати масу виробів і покращувати остеointegraцію [2]. Проте такі рішення залишаються технологічно складними, вимагають високої точності адитивного виробництва та складного математичного моделювання, що обмежує їхнє практичне застосування.

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна <https://ror.org/00syn5v21>

✉ Є. І. Овчаренко
iyegor99@gmail.com



Натомість навіть простіші конструктивні рішення – створення внутрішніх порожнин – можуть забезпечити суттєве зменшення маси протеза без критичного погіршення міцності. Особливо це актуально для пацієнт-специфічних конструкцій, де геометрія порожнин може бути адаптована під конкретні анатомічні особливості та характер кісткового дефекту. Реалізація такої геометрії стала можливою лише завдяки розвитку адитивних технологій, адже традиційні методи обробки металів не дозволяли формувати порожнини всередині масивних деталей. Водночас відсутність системних досліджень у цьому напрямі залишає відкритим питання: які параметри внутрішніх порожнин забезпечують оптимальний баланс між зниженням ваги та збереженням міцнісних характеристик імплантату.

Таким чином, актуальною проблемою є визначення конструктивних рішень, що дозволяють мінімізувати масу ревізійних ендопротезів колінного суглоба за умови прийнятного зростання напружень, яке не перевищує допустимі межі для титанового сплаву. Її вирішення має безпосереднє практичне значення для ортопедичної хірургії, оскільки поєднує інтереси біомеханіки, клінічної ефективності та економічної доцільності.

Мета і задачі дослідження

Метою дослідження є порівняльний аналіз впливу внутрішніх порожнин різної конфігурації на масо-міцнісні характеристики ревізійних ендопротезів колінного суглоба та спрямоване на визначення кількісних залежностей між зниженням маси конструкції та відповідною зміною напружено-деформованого стану. Отримані результати дозволять оцінити ефективність різних варіантів порожнистих стержнів ендопротезу виготовленого адитивними технологіями.

Основними задачами дослідження є створення тривимірних моделей ендопротезу з двома конфігураціями внутрішніх порожнин, проведення скінченно-елементного аналізу при одиничному навантаженні для визначення розподілу еквівалентних напружень за Мізесом та їх максимальних значень у кожному варіанті, а також встановлення кореляційних залежностей між зниженням маси та зростанням максимальних напружень для оцінки ефективності запропонованих конструктивних рішень.

Матеріали та методи дослідження

Основою для даного дослідження слугує раніше розроблена індивідуальна реконструктивна система стегнової кістки колінного суглоба, детально описана в попередній роботі [3]. Дана конструкція була розроблена для конкретного пацієнта з урахуванням індивідуальних параметрів дефекту медіального виростка. Вихідна геометрична модель була отримана через комплексний процес обробки медичних зображень, що включав сегментацію даних комп'ютерної томографії пацієнта з дефектом медіального виростка стегнової кістки. Процес створення базової моделі складався з кількох етапів: первинна сегментація в програмному середовищі 3D Slicer [4] з використанням напівавтоматичних алгоритмів виділення кісткової тканини на основі порогових значень рентгенівської щільності (від 300 до 2000 одиниць Хаунсфілда), оптимізація полігональної сітки в програмі Autodesk Meshmixer [5] зі зменшенням кількості полігонів на 25 % без втрати топологічної точності, та фінальна параметризація в SolidWorks 2022 з використанням модуля ScanTo3D [6].

Геометричні параметри базової конструкції металоостеосинтезу були визначені на основі антропометричних даних пацієнта та стандартних типорозмірів

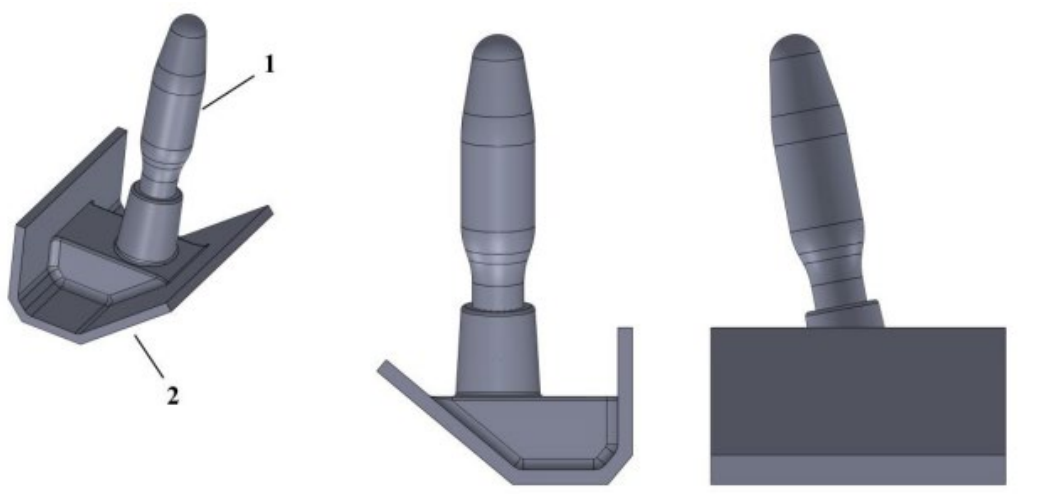


Рис. 1. Складові реконструктивної системи стегнової кістки колінного суглоба (1 – стержень довжиною 75 мм з потовщенням, 2 – спрощена основна пластина) [3]

системи Smith & Nephew LEGION Revision Knee System [3], [7]. Для модифікації імпланту з порожнистою структурою був взятий потовщений стержень довжиною 75 мм. Збільшений діаметр потовщеної проксимальної частини до 20 мм слугує для кращого розподілу навантажень у метафізарній зоні, тоді як діаметр основної циліндричної частини (14 мм) забезпечує достатню міцність при мінімальній інвазивності. Загальна площа контактуючої з кістковою тканиною поверхні 5271.2 мм² має оптимальні умови для остеоінтеграції.

Модифікація базової моделі для створення внутрішніх порожнин виконувалась у параметричному середовищі SolidWorks 2022 шляхом редагування ескізів (Sketch) з додаванням профілів порожнин та застосування операції Revolved Cut навколо серединної осі (Axis of Revolution) стержня для формування об'ємного вирізу. Розробка порожнистих конструкцій базувалась на принципах топологічної оптимізації з урахуванням технологічних обмежень адитивного виробництва.

Для першого варіанту порожнистого стержня (Рис. 2) створювався профіль циліндричної порожнини діаметром 14 мм. Застосування операції Revolved Cut навколо центральної осі стержня формувало об'ємну порожнину в зоні потовщеної частини. Довжина порожнини становить 42 мм на відстані 40 мм від торця стержня в зоні кріплення до основної пластини. Мінімальна товщина стінок стержня з порожниною – 3 мм. Торці порожнини виконані з радіусним скругленням для зменшення концентрацій напружень.

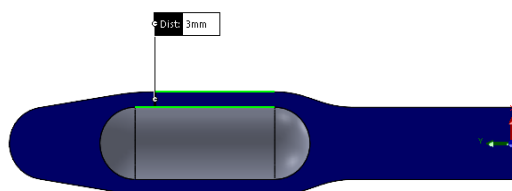


Рис. 2. Поздовжній переріз потовщеного стержня імпланту довжиною 75 мм з першим варіантом порожнини

Другий варіант порожнини (Рис. 3) сформовано на основі ескізу першого варіанта шляхом додавання циліндричного контуру діаметром 8 мм. Канал проходить уздовж основної частини стержня та з'єднується з проксимальною порожниною діаметром 14 мм через плавні спряження, що відтворюють зовнішню геометрію стержня. Об'єм сформовано операцією Revolved

Cut, у результаті чого отримано наскрізну порожнину довжиною 43 мм, яка охоплює потовщену і основну частини стержня.

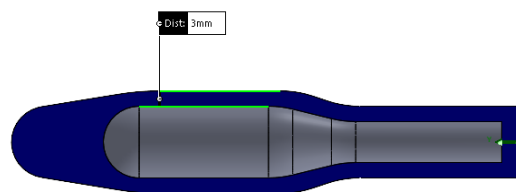


Рис. 3. Поздовжній переріз потовщеного стержня імпланту довжиною 75 мм з другим варіантом порожнини

Мінімальну товщину стінки для внутрішніх порожнин у цій роботі прийнято на рівні 3 мм як консервативне конструктивне обмеження. Такий вибір зумовлений необхідністю забезпечення достатньої жорсткості під час побудови, надійного видалення вільного (несплавленого) порошку та збереження геометричної стабільності у процесі механічної обробки. Згідно з технічними настановами для адитивного виробництва титанових сплавів, технологія селективного лазерного плавлення (SLM/LPBF) дозволяє формувати тонкі стінки товщиною 0.3–0.5 мм залежно від орієнтації та співвідношення висота/товщина [8]–[10]. Водночас для конструктивно навантажених елементів технічні рекомендації передбачають товщину не менше 1–2 мм з метою запобігання деформаціям та забезпечення стабільності геометрії [11], [12]. Імпорт геометричних моделей у середовище ANSYS Student 2024 R2 здійснювався через формат STEP з автоматичною перевіркою цілісності топології.

Для чисельного моделювання біомеханічної поведінки системи “кістка–протез” фізико-механічні властивості кісткової тканини задавалися як пружні з ортотропними характеристиками, що узгоджується з реальною структурною організацією кістки [3]. Механічні властивості кортикальної та трабекулярної кісткової тканини були взяті з огляду біомеханічних властивостей кісток [13]. Для ревізійного імпланту з титанового сплаву Ti-6Al-4V, виготовленого методом селективного лазерного плавлення (SLM), використовували експериментально визначені характеристики матеріалу [14]. Значення модулів пружності (E_i), коефіцієнтів Пуассона (μ) та меж міцності (σ_i) для всіх структурних елементів наведено в таблиці 1.

Таблиця 1. 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

Для дослідження впливу внутрішніх порожнин на напружено-деформований стан ендопротезів використовувався програмний комплекс ANSYS Student 2024 R2 з модулем Static Structural. Методологія чисельного аналізу базувалась на підході, детально описаному в попередній роботі авторів [3], з адаптацією під специфіку порожнистих конструкцій.

Моделювання контактної взаємодії між компонентами системи “кістка-протез” виконувалось через задання умов ідеального з’єднання (Bonded Contact), що передбачає відсутність відносного ковзання на межі розділу та відповідає стану повної остеоінтеграції імпланту.

Скінченно-елементна дискретизація моделей виконувалась тетраедральними елементами другого порядку (SOLID187) з квадратичною апроксимацією переміщень, що забезпечує адекватне відтворення криволінійної геометрії. Для підвищення збіжності розрахунків було виконано локальне згущення сітки на стержні імпланту та прилеглих трабекулярних структур. Узгодження сіток на контактних поверхнях забезпечувалося за принципом “вузол у вузол” (node to node), що унеможливило появу нефізичних розривів полів напружень [3].

Закріплення моделі реалізовувалось на дистальному перерізі кістки шляхом обмеження переміщень у напрямку поздовжньої осі ($U_z = 0$) з додатковою фіксацією одного вузла для виключення руху твердого тіла. Такий підхід, на відміну від жорсткого защемлення, дозволяє поперечне деформування перерізу, що більш реалістично моделює пружну поведінку кістки [3].

Зовнішнє навантаження прикладалось як розподілена сила 1 Н на верхню площадку базової пластини протезу. Використання одиничної сили обґрунтовано лінійністю задачі – результати можуть бути пропорційно перераховані для реальних фізіологічних навантажень, що спрощує порівняльний аналіз різних конструктивних рішень стержнів ендопротезів з порожнинами [3].

Обробка результатів чисельного моделювання включала визначення маси кожного варіанту конструкції та оцінку максимальних еквівалентних напру-

жень за Мізесом в елементах ендопротезу. Візуалізація полів напружень виконувалась у постпроцесорі ANSYS з налаштуванням градієнтних шкал для ідентифікації зон концентрації напружень та оцінки впливу геометрії порожнин на розподіл навантажень у конструкції.

Результати дослідження

Визначення масових характеристик ендопротезів виконувалось на основі автоматичного розрахунку об’єму в програмному комплексі SolidWorks з подальшим перерахунком через густину титанового сплаву Ti-6Al-4V. Згідно з технічними характеристиками матеріалу, виготовленого методом селективного лазерного плавлення, густина становить $\rho = 4.405 \text{ г/см}^3$.

Результати демонструють, що створення стандартної циліндричної порожнини дозволяє знизити масу конструкції на 25.8 %, тоді як задня розширена порожнина забезпечує зниження маси на 35.1 %.

Оцінка впливу внутрішніх порожнин на міцнісні характеристики конструкцій виконувалась через аналіз максимальних еквівалентних напружень за критерієм фон Мізеса. Результати чисельного моделювання при одиничному навантаженні представлені в таблиці 3.

Суцільний стержень довжиною 75 мм із потовщенням розглядався як еталонний варіант для порівняльного аналізу. За умови прикладання одиничного навантаження максимальні еквівалентні напруження за Мізесом становили 15949 Па, при цьому зона пікового значення локалізувалася на поверхні проксимального купола стержня ендопротезу. Додатково на основній циліндричній частині зафіксовано область підвищених напружень із максимумом 15502 Па, що лише на 2.8 % менше від глобального екстремуму.

Створення циліндричної порожнини діаметром 14 мм у потовщеній частині стержня спричинило зростання максимальних еквівалентних напружень за Мізесом до 16916 Па (рис. 4 б), що на 967 Па (6.1 %)

Таблиця 2. Об’ємні та масові характеристики конструкцій

Варіант конструкції	Об’єм (мм ³)	Маса (г)	Зниження маси (г)	Зниження маси (%)
Суцільний стержень	22042	97.1	–	–
Стержень з 1 м варіантом порожнини	16335	72.0	25.1	25.8
Стержень з 2 м варіантом порожнини	14305	63.0	34.1	35.1

Таблиця 3. Максимальні напруження в конструкціях

Варіант конструкції	Макс. напруження (Па)	Зміна напружень (Па)	Зміна напружень (%)
Суцільний стержень	15949	–	–
Стержень з 1 м варіантом порожнини	16916	+ 967	+ 6.1
Стержень з 2 м варіантом порожнини	19254	+ 3305	+ 20.7

перевищує значення для суцільної конструкції. Зона пікового напруження залишилася локалізованою на проксимальному куполі стержня, а на основній циліндричній частині напруження становили 15472 Па, що дещо менше, в порівнянні з суцільним варіантом стержня (15502 Па). Така різниця пояснюється перерозподілом жорсткості, при якому утворення порожнини в проксимальній ділянці стержня знижує його локальну жорсткість, концентрує додаткові деформації у верхній зоні та частково розвантажує його основу. У результаті формується градієнт напружень із глобальним максимумом на куполі та відносно зниженою інтенсивністю на переході від потовщеної частини стержня до його основи.

При аналізі другого варіанту конструкції стержня з порожниною спостерігалось найбільше зростання напружень – до 19254 Па (Рис. 4 в), що на 3305 Па (20.7 %) перевищує варіант суцільної моделі. Зона пікового навантаження локалізувалася у перехідній області між проксимальним потовщенням та основною частиною стержня, де поєднання зміни перерізу та криволінійної геометрії створює виражену концентрацію напружень.

Для комплексної оцінки запропонованих варіантів розраховано коефіцієнт конструктивної ефективності як відношення відсоткового зниження маси до відсоткового зростання напружень. Перший варіант порожнини (циліндрична у потовщеній частині стержня):

$$K_1 = 28.8/6.1 = 4.23, \quad (1)$$

Другий варіант порожнини (циліндрична у потовщеній та основній частинах стержня):

$$K_2 = 35.1/20.7 = 1.70, \quad (2)$$

Вищий коефіцієнт для першого варіанту стержня з порожниною ($K_1 = 4.23$) свідчить про оптимальніший баланс між полегшенням конструкції та збереженням її механічної цілісності.

Другий варіант порожнини, незважаючи на максимальне зниження маси, демонструє менш сприятливе співвідношення ($K_2 = 1.70$) через формування додаткових концентраторів напружень у перехідній зоні та значне зменшення жорсткості реконструктивної системи. Такий варіант може розглядатись для пацієнтів з критичними обмеженнями по масі імпланту або при необхідності максимального збереження кісткової тканини.

Отримані результати демонструють ефективність запропонованого підходу для даної геометрії ендопротезу та можуть слугувати основою для оптимізації інших конструкцій з урахуванням їх специфічних параметрів.

Висновки

1. Розроблено та проаналізовано методологію створення порожнистих конструкцій ревізійних ендопротезів колінного суглоба на базі стержня 75 мм з потовщенням. Запропоновані варіанти внутрішніх порожнин забезпечують зниження маси на 25.8–35.1 % при збереженні конструктивної цілісності.

2. Встановлено кількісні залежності між геометрією порожнин та механічними характеристиками конструкцій. Стандартна циліндрична порожнина демонструє оптимальне співвідношення зниження маси до зростання напружень, тоді як задня розширена порожнина, незважаючи на максимальне зниження маси, призводить до непропорційного зростання напружень на 20.7 %.

3. Результати дослідження можуть бути використані при розробці методології проектування індивідуальних для порожнистих імплантів, виготовлених методом селективного лазерного плавлення, та оптимізації конструкцій під конкретні клінічні випадки з урахуванням індивідуальних потреб пацієнтів.

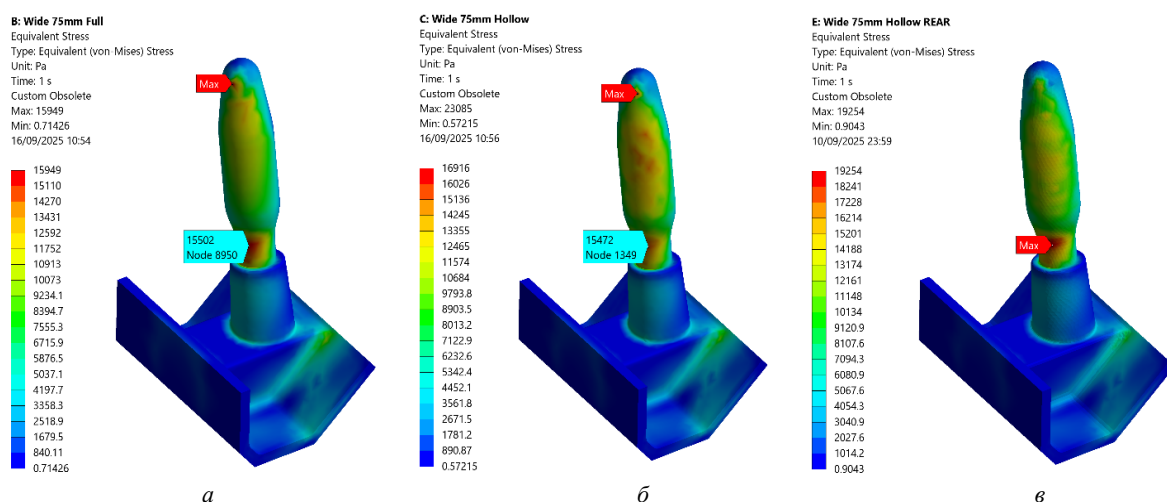


Рис. 4. Поля еквівалентних за Мізесом напружень в моделі ендопротезу зі стержнем довжиною 75 мм широкотипу суцільного (а) та з двома варіаціями порожнин (б, в)

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] R. Huiskes, H. Weinans and B. van Rietbergen, "The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, Vol. 274, pp. 124–134, 1992, doi: <https://doi.org/10.1097/00003086-199201000-00014>.
- [2] X. P. Tan et al., "Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility", *Mater. Sci. Eng. C*, Vol. 76, pp. 1328–1343, 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.02.094>.
- [3] Y. Ovcharenko and M. Kryshchuk, "Finite element analysis methodology of patient-specific revision knee endoprotheses based on computed tomography data", *Mech. Adv. Technol.*, Vol. 9, No. 2(105), pp. 210–221, Jun. 2025, doi: [https://doi.org/10.20535/2521-1943.2025.9.2\(105\).336223](https://doi.org/10.20535/2521-1943.2025.9.2(105).336223).
- [4] 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: Springer, pp. 277–289, 2014, doi: https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7657-3_19.
- [5] Autodesk Inc. (2021). Meshmixer (Version 3.5) [Software]. Available: <https://www.meshmixer.com>.
- [6] Dassault Systèmes. (2022). SolidWorks [Software]. Waltham, MA. Available: https://files.solidworks.com/Support-files/Whats_New/2022/English/WhatsNew.pdf.
- [7] Smith & Nephew Inc. (2024). LEGION Revision Knee System: Product Specifications. [Online]. Available: <https://www.smith-nephew.com/professional/products-and-solutions/orthopaedic-reconstruction/knee/legion-revision-knee-system/>.
- [8] J. Kranz, D. Herzog, and C. Emmelmann, "Design guidelines for laser additive manufacturing of lightweight structures in Ti-6Al-4V", *J. Laser Appl.*, Vol. 27(S1), S14001, 2015, doi: <https://doi.org/10.2351/1.4885235>.
- [9] Jing Zhang and Yeon-Gil Jung, *Additive Manufacturing: Materials, Processes, Quantifications and Applications*. [edition unavailable]. Elsevier Science, 2018. Available at: <https://www.perlego.com/book/1829154/additive-manufacturing-materials-processes-quantifications-and-applications-pdf> (Accessed: 15 October 2022).
- [10] Fraunhofer ILT, *Design for Additive Manufacturing: Guidelines for Laser Powder Bed Fusion*. Aachen, Germany: Fraunhofer-Institut für Lasertechnik, pp. 100–102, 2018.
- [11] Materialise NV, 2023, *Design Guidelines for Metal 3D Printing: Titanium (Ti6Al4V)*. [Online]. Available: <https://www.materialise.com>.
- [12] Danish Technological Institute, *Design Guide for Additive Manufacturing (Ti-6Al-4V)*. Taastrup, Denmark: DTI, 2021.
- [13] 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>.
- [14] P. Tao et al., "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>.

Optimization Characteristics of Revision Knee Joint Endo-Prostheses

Yehor Ovcharenko¹

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

Abstract. The study addresses the problem of reducing the mass of patient-specific revision knee joint endoprotheses while preserving their load-bearing capacity through the introduction of internal cavities. The relevance of this research is driven by the need to decrease mechanical loading on bone tissue, improve patient comfort, and reduce titanium alloy consumption in the production of individualized implants. Additive manufacturing technologies, in particular selective laser melting (SLM), allow the creation of complex internal geometries that are unattainable by conventional machining methods. The aim of this work is to determine the optimal balance between mass reduction and preservation of strength characteristics by means of finite element analysis of two hollow stem configurations based on a 75 mm long reinforced stem. Numerical simulations were conducted using the Ansys Student 2024 R2 software package. Quantitative results demonstrated mass reduction of 25–35 % accompanied by a corresponding increase in maximum stresses of 6–20 %, depending on cavity configuration. The findings confirm the feasibility of achieving a substantial reduction in implant weight with an acceptable increase in stresses that does not exceed the structural safety margin

Keywords: revision arthroplasty, patient-specific prostheses, knee joint, 3D modeling, strength, anatomical compatibility.