

УДК 616-72:617.3

ВИПАДОК ПРОЄКТУВАННЯ ІНДИВІДУАЛЬНОГО АУГМЕНТУ ДЛЯ ЗАМІЩЕННЯ ДЕФЕКТУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ПРИ ЕНДОПРОТЕЗУВАННІ КОЛІННОГО СУГЛОБА

*Житковський Андрій Романович*¹
zhytkovskyi.andrii@lil.kpi.ua
Дубко Андрій Григорович^{2,1}
andreyies17@gmail.com

¹Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»;

²Відділ «Зварювальні та споріднені технології в медицині та екології»

Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України

м. Київ, Україна

Анотація – Тотальне ендопротезування колінного суглоба (ТЕКС) є надійним і ефективним методом лікування прогресуючого остеоартриту коліна, і останніми роками його популярність зростає у всьому світі. Зокрема, спостерігається збільшення кількості молодих пацієнтів, які проходять цю процедуру. Внаслідок цього, ймовірно, що в майбутньому кількість ревізієвих ендопротезів колінного суглоба (рТЕКС) також зростає. Однак рТЕКС є складною хірургічною процедурою, що супроводжується високим ризиком ускладнень, часто призводить до втрати кісткової маси і може бути пов'язана з погіршенням якості кісткової тканини. Дефіцит кісткової тканини під час рТЕКС є поширеною проблемою з різними причинами, включаючи асептичне руйнування, остеоліз, стресові ушкодження та інфекційні ускладнення, що може бути наслідком видалення імплантату. Застосування систем автоматизованого проектування (САПР) та адитивних технологій з метою створення імплантатів для заміщення кісткового дефекту є перспективним напрямком досліджень, адже це дозволяє проектувати індивідуальні вироби для кожного пацієнта, дефект коліна якого відрізняється у кожному конкретному випадку. Дана робота присвячена розгляду індивідуального випадку проектування аугменту для заміщення дефекту стегнової кістки, модель якого передбачена для її використання як основи при виготовленні імплантату адитивним способом. У даній роботі розмір і локалізація кісткового дефекту визначалися за допомогою тонкошарової комп'ютерної томографії (КТ, товщина зрізу 1 мм) після редукації артефактів. Сегментація та 3D-реконструкція кісток колінного суглобу була здійснена у середовищі Materialize Mimics. Індивідуальний аугмент розроблений відповідно до 3D-моделі реконструкції стегнової кістки у середовищі Autodesk Fusion 360. Частинам аугменту, які знаходилися на межі кістки та імплантату, було надано трабекулярної (пористої) структури для досягнення біологічної фіксації. Після завершення проектування 3D-модель аугменту було експортовано у форматі STL, дана модель передбачена для виготовлення на її основі імплантату зі сплаву Ti6Al4V за технологією селективного лазерного плавлення (SLM).

Ключові слова: тотальне ендопротезування колінного суглобу, САПР, індивідуальний імплантат, кістковий дефект.

I. ВСТУП

Тотальне ендопротезування колінного суглоба (ТЕКС) є ефективним методом лікування важкого остеоартриту, ревматоїдного артрити та різних деформацій колінного суглоба, який може ефективно полегшити біль у суглобах та відновити функцію коліна [1, 2]. Зі збільшенням кількості процедур тотального ендопротезування колінного суглоба

(ТЕКС), які проводяться щорічно, також очікується зростання кількості ревізієвих операцій (рТЕКС) [3]. Це пов'язано з тим, що ендопротези колінного суглобу все частіше встановлюють молодим та більш активним пацієнтам [4]. Ревізієві операції є складнішими за первинні, у багатьох випадках через руйнування кісткової тканини, яке може мати інфекційний або асептичний характер. Рішеннями у таких

ситуаціях можуть бути використання довгих інтрамедулярних стержнів у поєднанні з кістковим цементом, модульними металевими доповненнями або кістковими трансплантатами. Вибір методів реконструкції дефекту кістки в основному залежить від розміру, тяжкості та локалізації дефекту. Довгі, повністю цементовані стержні використовувалися більше двох десятиліть і вважаються стандартом лікування у випадку зруйнованої кісткової тканини. Цементування є надійним і простим методом відновлення невеликих дефектів кісток. Однак цемент деформується та руйнується протягом багатьох років і має слабку стійкість до сил розтягування та зсуву, тому його використання не є ефективним у випадку великих дефектів кісток. Пластична деформація цементу з часом також є проблемою, яка постійно погіршує довгострокову фіксацію імплантатів [3-6]. Для більших кісткових дефектів кісткові трансплантати вимагають додаткової внутрішньої фіксації, що підвищує ризик затримки зрощення та ослаблення протеза під час загоєння. Алогенна кісткова пластика пов'язана з ризиком імунологічних реакцій і передачі вірусних захворювань [4]. Для реконструкції дефектів як стегнової, так і великогомілкової кісток розроблені різні типи металевих доповнень. Однак для використання модульних металевих доповнень (аугментів) часто необхідне видалення частини кістки, щоб вона відповідала формі аугменту, через що достатньої остеоінтеграції важко досягти.

Аддитивні технології можуть бути використані для швидкого виготовлення індивідуальних ортопедичних імплантатів відповідно до моделей, отриманих з використанням систем автоматизованого проектування (САПР). Розвиток технології 3D-друку з металу забезпечує новий підхід до виготовлення кісткових аугментів, яка може ідеально відповідати дефектам кістки при ревізійному ендопротезуванні колінного суглобу [3-5, 7-9]. Ще однією перевагою 3D-друку при виготовленні ортопедичних імплантатів є можливість надання частинам імплантату, що контактують з кістковою

тканиною, пористої (трабекулярної) структури, що сприяє довгостроковій остеоінтеграції імплантату та подовжує термін його служби [4].

II. МЕТА РОБОТИ

Метою даної роботи є представлення випадку створення 3D-моделі індивідуального аугменту для заміщення дефекту стегнової кістки, передбаченої для виготовлення на її основі імплантату адитивним способом.

III. ЗАГАЛЬНИЙ АЛГОРИТМ СТВОРЕННЯ ІНДИВІДУАЛЬНОГО ІМПЛАНТАТУ

Приклад індивідуального аугменту, виготовленого зі сплаву Ti6Al4V адитивним способом, показано на рис. 1.



Рисунок 1 – Вигляд індивідуального аугменту із роботи [3]

Схему загального алгоритму створення індивідуальних імплантатів подано на рис. 2.

Для створення імплантату необхідна інформація про стан анатомічних структур, які становлять інтерес (у даному випадку колінного суглобу). Після сканування за допомогою технологій КТ (комп'ютерна томографія) або МРТ (магніто-резонансна томографія) отримується зображення у форматі DICOM, яке у подальшому завантажується у середовище для сегментації.

КТ-технологія найчастіше використовується для 3D-друку через широкий спектр застосувань і відносно

легкість постобробки зображень. Високий контраст, співвідношення сигнал/шум і просторова роздільна здатність покращують диференціацію структури [10].

Двома параметрами КТ-зображень, які найбільше впливають на якість 3D-моделі, є

товщина зрізу та зона сканування (ЗС). Товщина зрізу на комп'ютерній томографії зазвичай коливається від менше міліметра до 5 мм або більше залежно від анатомії, яку знімають. ЗС змінюється залежно від загальної ширини зразка, що сканується.

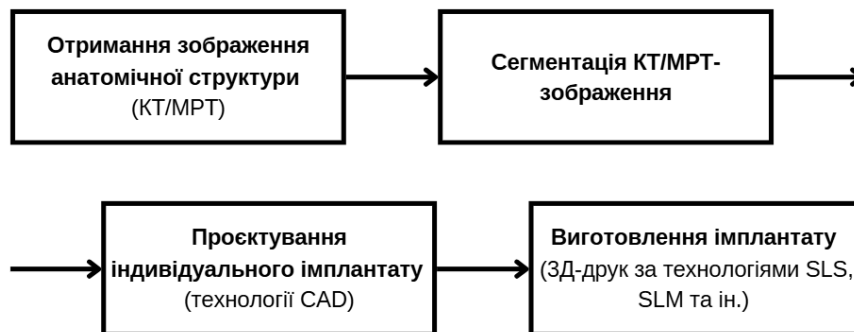


Рисунок 2 – Етапи створення індивідуального імплантату

Оскільки ЗС залежить від суб'єкта, оператори сканера або радіологічні технологи мають найбільший контроль над товщиною зрізу. Рекомендується використовувати максимальну товщину зрізу 1,25 мм, якщо потрібна тривимірна реконструкція анатомічних особливостей або інших дрібних деталей. Товщина зрізу понад 1,25 мм призведе до втрати точності відтворення анатомії [10, 11].

Сегментація – процес виділення на КТ/МРТ-знімку анатомічних структур, які становлять інтерес, з можливістю їх подальшої 3D-реконструкції.

Отримані після сегментації 3D-моделі переносяться у САПР, на їх основі може бути спроектована 3D-модель індивідуального імплантату, який враховує особливості конкретної клінічної ситуації.

На основі отриманої 3D-моделі відбувається виготовлення імплантату за різними технологіями. У більшості випадків використовується адитивний спосіб, при якому матеріал (наприклад, сплав титану Ti-6Al-4V) наноситься пошарово, утворюючи бажану форму виробу.

ЗД-друк імплантатів може здійснюватися з використанням таких технологій, як селективне лазерне спікання (selective laser sintering – SLS), селективне лазерне плавлення (selective laser melting –

SLM), електронно-променево плавлення (electron beam melting – EBM) та інших.

При технології SLS порошок спочатку нагрівають до температури нижче точки спікання, щоб порошок не розплавився повністю. Потім порошок рівномірно розподіляється та диспергується за допомогою валика для нанесення порошку, який точно фокусує лазерний промінь на шарах порошку та сканує поперечний переріз деталі. Платформа для друку опускається та процес повторюється, доки всі шари не будуть спечені [12]. Особливістю SLS є те, що порошок можна використовувати як підтримки без лазерного спікання, тому немає необхідності друкувати додаткові підтримки. Крім того, SLS має перевагу широкого вибору матеріалів для друку [13].

Технологія SLM була розроблена на основі SLS, тому основні принципи обох схожі. Різниця полягає в тому, що температура лазера SLM вища і повністю плавить весь металевий порошок без надання форми. Тому весь процес друку в SLM необхідно проводити в камері, захищеній амортизуючим газом, щоб уникнути окислення металу. Порівняно з металевими виробами, виготовленими з SLS, SLM має вищу щільність, кращі механічні властивості та вищу точність розмірів. Подальша обробка, необхідна в звичайних процесах,

таких як лиття та механічна обробка, не потрібна. Водночас ця технологія дозволяє використовувати широкий спектр медичних металів, таких як нержавіючі сталі, титанові сплави та сплави на основі кобальту для формування імплантатів зі складною структурою. Завдяки цьому SLM став ідеальним методом для виготовлення складних або функціональних структур з точними розмірами. Однак він має деякі недоліки. Параметри процесу SLM складні, а швидкість виробництва дуже низька. Для більшої точності потрібна менша товщина шару, особливо при роботі зі складними деталями, які вимагають великої кількості опорних структур, вартість друку та час для SLM значно збільшуються, що ускладнює використання у великомасштабному виробництві [13].

IV. ПРОЄКТУВАННЯ ІНДИВІДУАЛЬНОГО АУГМЕНТУ

4.1 Сегментація КТ-зображення

Було отримано КТ-зображення правого та лівого колінних суглобів пацієнта. Товщина зрізу КТ становила 1 мм, відстань між зрізами – 0,5 мм.

З метою подальшого проєктування індивідуального імплантату було здійснено сегментацію КТ-зображення, аби виділити та створити 3Д-моделі анатомічних структур, які необхідні для планування операції, а саме усіх кісток колінного суглобу обох кінцівок – стегнової, великогомілкової, малогомілкової та надколінника. Сегментація відбувалася у середовищі Materialize Mimics (рис. 3).

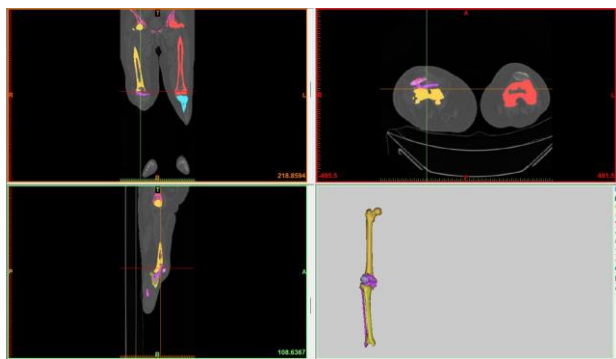


Рисунок 3 – Процес сегментації кісток колінного суглобу у середовищі Materialize Mimics

Під час експорту моделей було виконано 2 ітерації згладжування, для того аби спростити форму імплантату, який буде «відбивати» на собі форму моделі кістки. Така дія ніяк не впливає на функціональний результат, але робить моделі легшими для обробки.

У результаті сегментації було отримано 3Д-моделі кісток в STL-форматі, які згодом були перенесені до CAD Fusion 360, у якому проводилося моделювання імплантату (рис. 4).

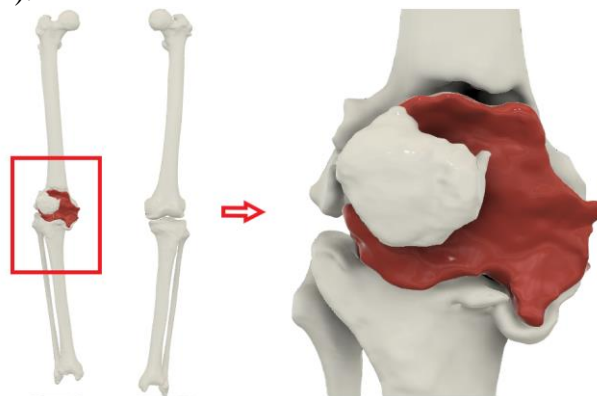


Рисунок 4 – 3Д-моделі кісток колінного суглобу, отримані у процесі сегментації КТ-зображення (червоним на рисунку позначено 3Д-модель цементного спейсера, який замщує дефект стегнової кістки)

4.2 Вибір розмірів та виставлення компонентів ендопротезу

Існують різні способи виставлення компонентів ендопротезу на кістках та різні підходи до вирівнювання кінцівки при ендопротезуванні колінного суглобу. Серед них кінематичне вирівнювання забезпечує найбільш природні рухи у колінному суглобі, що дозволяє запобігти дискомфорту пацієнта, а також зношуванню ендопротезу. Кінематичне вирівнювання передбачає відновлення колінного суглоба до його «передартрозного» стану, що включає відновлення всіх трьох його осей [1, 14-16]. Це дає змогу мінімізувати навантаження на зв'язки та знизити травматичність операції. При кінематичному вирівнюванні компоненти ендопротезу необхідно виставити так, щоб вони якомога точніше повторили форму кісток до виникнення патологічного стану. Однак під час ревізійних операцій встановлення

ендопротезу кінематичним способом часто є неможливим через дефекти кісток та зміни у балансі суглобу. У таких випадках при плануванні операції на етапі виставлення 3Д-моделей компонентів відносно 3Д-моделей кісток необхідна активна участь ортопеда-травматолога.

У даному випадку вибір розмірів та виставлення компонентів ендопротезу у середовищі Fusion 360 відбувалися у декілька етапів.

3Д-модель здорової стегнової кістки протилежної (лівої) кінцівки було віддзеркалено та співставлено із моделлю правої стегнової кістки для оцінки величини дефекту.

Положення та розмір великогомілкового (або тибіального) компонента обираються так, щоб максимально охопити проксимальний відділ великогомілкової кістки, уникаючи нависання, на відстані 2-4 мм від проксимального краю малогомілкової кістки. Важливо також обрати правильне ротаційне положення. Зазвичай центральна площина компоненту проходить на межі медіальної та центральної третини горбистості великогомілкової кістки [3-5]. У даному випадку був обраний 6-ий розмір тибіального компонента, його розташування показано на рис. 5.

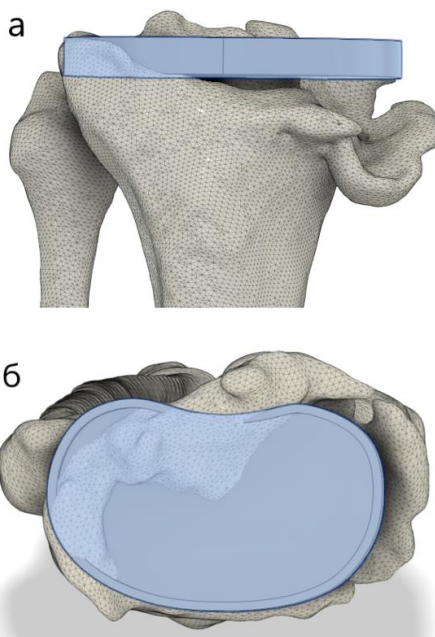


Рисунок 5 – Розташування 3Д-моделі тибіального компонента на 3Д-моделі великогомілкової кістки

Наступним кроком було виставлення стегнового (або феморального) компоненту на 3Д-моделі стегнової кістки. Першим етапом було позиціонування подовжуючого інтрамедулярного стержня у каналі стегнової кістки (рис. 6).

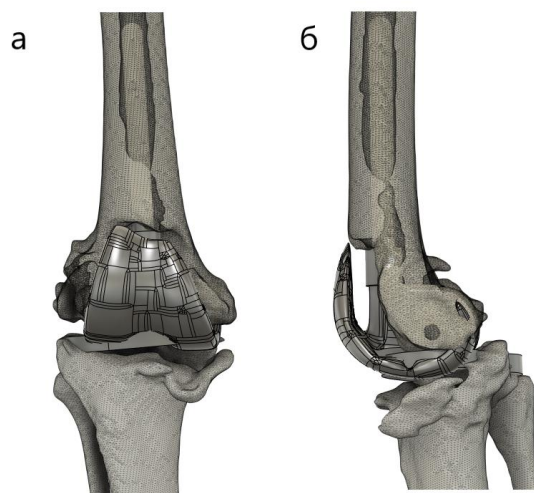


Рисунок 6 – Кінцеве положення 3Д-моделей компонентів ендопротезу на кістках колінного суглобу

При кінематичному вирівнюванні ендопротезу феморальний компонент має доповнювати кістку таким чином, щоб відновити її форму у здоровому стані. Однак у даному випадку було наявне вкорочення кінцівки близько 2 см, що помітно на 3Д-моделях. Виставлення моделей кінематичним способом означало б видовження кінцівки на 2 см, тому це питання потребувало узгодження з ортопедом-травматологом. У результаті обговорення було прийнято рішення підняти компонент на 5 мм відносно здорової кістки, щоб вберегти м'які тканини від перенатягування.

Також у даному випадку було присутнє латеральне зміщення надколінника, тому ротаційно феморальний компонент теж не міг бути виставлений точно по моделі здорової кістки і був повернутий у латеральний бік на 15° відносно положення виростків здорової кістки. Був обраний 6-ий розмір феморального компонента. Кінцеве положення 3Д-моделей компонентів ендопротезу показано на рис. 6.

4.3 Створення 3Д-моделі аугменту

Для того, аби забезпечити можливість встановлення ендопротезу колінного суглобу, необхідно заповнити пустий простір між стегною кісткою і стегновим компонентом. З цією метою було спроектовано індивідуальний аугмент.

Були виконані зрізи моделі стегнової кістки під феморальний компонент, які імітували використання стандартних хірургічних інструментів.

Конструкція індивідуального аугменту має вигляд, як показано на рис. 7.

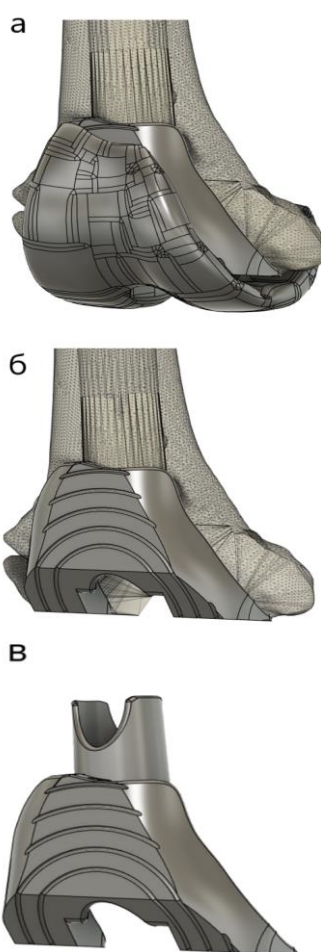


Рисунок 7 – 3Д-модель індивідуального аугменту:
а) вигляд після встановлення феморального компонента; б) вигляд на кістці; в) загальний вигляд

Аугмент має основну частину, яка, власне, призначена для заміщення дефекту стегнової кістки, та «ніжку», яка заходить у канал кістки і забезпечує фіксацію аугменту.

Кріплення аугменту до кістки відбувається безцементним способом.

Феморальний компонент ендопротезу встановлюється на кістку із аугментом з використанням кісткового цементу. Через це на зовнішній поверхні аугменту було додано борозни для збільшення площі контакту цементу з імплантатом.

Можливість встановлення аугменту на стегнову кістку була перевірена з використанням пластикових макетів, надрукованих на 3Д-принтері за технологіями FDM (моделі кісток) та SLA (модель аугменту).

Наступним кроком було надавання деяким частинам імплантату трабекулярної (пористої) структури. Для цього використовувалося середовище Autodesk Meshmixer. Трабекулярними було зроблено зони аугменту, які контактують із кістковою тканиною (рис. 8).

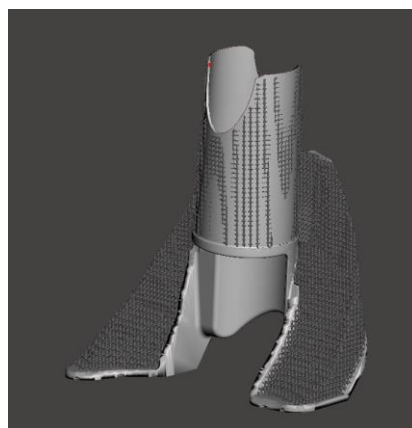


Рисунок 8 – Кінцева модель аугменту із трабекулярними зонами, розроблено у середовищі MeshMixer

Отримана 3Д-модель була експортована із середовища MeshMixer у форматі STL. Дана модель передбачена для виготовлення на її основі імплантату адитивним способом. Рекомендовано виготовлення аугменту зі сплаву Ti-6Al-4V за технологією SLM.

VII. ВИСНОВКИ

У даній роботі розглянуто індивідуальний випадок проєктування імплантату для заміщення дефекту стегнової кістки з метою забезпечення можливості

проведення операції з ендопротезування колінного суглобу.

При отриманні КТ-зображення анатомічної структури з метою створення на його основі індивідуального імплантату для колінного суглобу необхідно враховувати, що товщина зрізу КТ-зображення має бути не більшою 1,25 мм, а зона сканування має включати обидва колінні суглоби пацієнта.

Для зручного та якісного проектування імплантату необхідно точно виокремити усі кістки колінних суглобів з метою їх 3Д-реконструкції, що відбувається у середовищі для сегментації медичних зображень.

Моделювання процесу хірургічного втручання включає виставлення компонентів ендопротезу на стегновій та великогомілковій кістках, а також вибір їх розмірів. Позичування компонентів рекомендується здійснювати так, аби досягти кінематичного вирівнювання кінцівки, однак у випадках ревізійних операцій необхідно враховувати такі особливості, як зміна балансу суглобу і неможливість значного розтягу м'яких тканин.

Створення 3Д-моделі аугменту для заміщення дефекту стегнової кістки відбувалося у системі автоматизованого проектування Fusion 360. Конструкція забезпечувала надійну фіксацію аугменту на кістці та достатнє заповнення дефекту стегнової кістки.

Частинам аугменту, які мали безпосередній контакт із кістковою тканиною, було надано трабекулярної структури з метою покращення остеоінтеграції імплантату.

Отримана 3Д-модель аугменту для заміщення дефекту стегнової кістки передбачена для виготовлення на її основі імплантату адитивним способом.

Напрямо наших подальших досліджень є оптимізація методів фіксації аугменту на кістці при різних видах дефектів для підвищення стабільності контакту імплантат-кістка.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів.

0009-0009-3014-9504 (A, B, C, D) Andrii Zhytkovskyi

0000-0001-6070-3945 (E, F) Andrii Dubko

A – концепція роботи та дизайн; B – аналіз інформації; C – розробка моделі; D – написання статті; E – критичний огляд; F – остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Головаха М., Бондаренко С. Методика підготовки індивідуального інструмента для ендопротезування колінного суглоба. Ортопедія, травматологія та протезування. 2023. № 3-4. С. 119–125. URL: <https://doi.org/10.15674/0030-598720223-4119-1252>.
2. Rodríguez-Merchán E. C., Gómez-Cardero P., Encinas-Ullán C. A. Management of bone loss in revision total knee arthroplasty: therapeutic options and results. EFORT Open Reviews. 2021. Vol. 6, no. 11. P. 1073–1086. URL: <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210007>.
3. C. Dion et al. Revision total knee arthroplasty using a novel 3D printed titanium augment: A biomechanical cadaveric study / C. Dion et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2020. Vol. 110. P. 103944. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103944>.
4. T. Kan et al. 3D-Printed Porous Titanium Augments for Reconstruction of Massive Bone Defect in Complex Revision Total Knee Arthroplasty: Implant Design and Surgical Technique / T. Kan et al. Journal of Shanghai Jiaotong University (Science). 2021. Vol. 26, no. 3. P. 334–338. URL: <https://doi.org/10.1007/s12204-021-2301-9>.
5. Y. Ao et al. Application of three-dimensional-printed porous tantalum cones in total knee arthroplasty revision to reconstruct bone defects / Y. Ao et al. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2022. Vol. 10. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.925339>.
6. G. Marongiu et al. The Management of Bone Defects in Revision Knee Arthroplasty: The Role of Porous Metal Cones and 3D-Printed Cones / G. Marongiu et al. Prosthesis. 2023. Vol. 5, no. 4. P. 1171–1183. URL: <https://doi.org/10.3390/prosthesis5040082>.
7. M. Meng et al. 3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects / M. Meng et al. Journal of Orthopaedic Translation. 2023. Vol. 42. P. 94–112. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2023.08.004>.
8. Kotrych D, Marcinkowski S, Brodecki A, Anuszkiewicz M, Kleszowski J, Bohatyrewicz A, Ciechanowicz D. Does the use of 3D-printed cones give a chance to postpone the use of megaprotheses in patients with large bone defects in the knee joint? Open Med (Wars). 2022. Vol. 17(1). P. 1292-1298. URL: <https://doi.org/10.1515/med-2022-0494>.
9. X. Wang et al. Stability of Three-Dimensional Printed Custom-Made Metaphyseal Cone for Tibial Bone Defects Reconstruction: A Finite Element Analysis and Biomechanical Study / X. Wang et al. Orthopaedic Surgery. 2023. URL: <https://doi.org/10.1111/os.13885>.
10. D. Mitsouras et al. Medical 3D Printing for the Radiologist / D. Mitsouras et al. RadioGraphics. 2015. Vol. 35, no. 7. P. 1965–1988. URL: <https://doi.org/10.1148/rg.2015140320>.
11. Ford J. M., Decker S. J. Computed tomography slice thickness and its effects on three-dimensional reconstruction of

anatomical structures. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 2016. Vol. 4. P. 43–46. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2015.10.004>.

12. J. Yang et al. Selective laser sintering versus conventional lost-wax casting for single metal copings: A systematic review and meta-analysis / J. Yang et al. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2021. URL: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.011>.

13. M. Meng et al. 3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects / M. Meng et al. *Journal of Orthopaedic Translation*, 2023. Vol. 42. P. 94–112. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2023.08.0041>.

14. Головаха М., Бондаренко С. Використання індивідуального інструмента для кінематичного вирівнювання осі кінцівки під час ендопротезування колінного суглоба (випадок із практики). *Ортопедія, травматологія та протезування*, 2023. № 1. С. 80–85. URL: <https://doi.org/10.15674/0030-59872023180-85>.

15. S. Nisar et al. Kinematic alignment in total knee arthroplasty / S. Nisar et al. *EFORT Open Reviews*, 2020. Vol. 5, no. 7. P. 380–390. URL: <https://doi.org/10.1302/2058-5241.5.200010>.

16. S. Oussedik et al. Alignment in total knee arthroplasty / S. Oussedik et al. *The Bone & Joint Journal*, 2020. Vol. 102-B, no. 3. P. 276–279. URL: <https://doi.org/10.1302/0301-620x.102b3.bjj-2019-1729>.

REFERENCES

1. M. Golovakha та S. Bondarenko, “Method of preparation individual instrument for knee arthroplasty”, *Orthopaedics, traumatol. prosthetics*, № 3-4, P. 119–125, 2023. URL: <https://doi.org/10.15674/0030-598720223-4119-125>.
2. E. C. Rodríguez-Merchán, P. Gómez-Cardero, and C. A. Encinas-Ullán, “Management of bone loss in revision total knee arthroplasty: therapeutic options and results,” *EFORT Open Reviews*, vol. 6, no. 11, pp. 1073–1086, Nov. 2021, doi: 10.1302/2058-5241.6.210007.
3. C. Dion, G. Yamomo, J. Howard, M. Teeter, R. Willing, and B. Lanting, “Revision total knee arthroplasty using a novel 3D printed titanium augment: A biomechanical cadaveric study,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials/Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 110, p. 103944, Jul. 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103944.
4. T. Kan et al., “3D-Printed porous titanium augments for reconstruction of massive bone defect in complex revision total knee arthroplasty: implant design and surgical technique,” *Journal of Shanghai Jiaotong University (Science)*, vol. 26, no. 3, pp. 334–338, Jun. 2021, doi: 10.1007/s12204-021-2301-9.
5. Y. Ao et al., “Application of three-dimensional-printed porous tantalum cones in total knee arthroplasty revision to reconstruct bone defects,” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 10, Sep. 2022, doi: 10.3389/fbioe.2022.925339.
6. G. Marongiu et al., “The Management of bone defects in Revision Knee Arthroplasty: the role of porous metal cones and 3D-Printed cones,” *Prosthesis*, vol. 5, no. 4, pp. 1171–1183, Nov. 2023, doi: 10.3390/prosthesis5040082.
7. M. Meng, J. Wang, H. Huang, X. Liu, J. Zhang, and Z. Li, “3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects,” *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 42, pp. 94–112, Sep. 2023, doi: 10.1016/j.jot.2023.08.004.
8. D. Kotrych et al., “Does the use of 3D-printed cones give a chance to postpone the use of megaprotheses in patients with large bone defects in the knee joint?,” *Open Medicine*, vol. 17, no. 1, pp. 1292–1298, Jan. 2022, doi: 10.1515/med-2022-0494.
9. X. Wang et al., “Stability of Three-Dimensional printed Custom-Made metaphyseal cone for tibial bone defects reconstruction: a Finite element analysis and Biomechanical study,” *Orthopaedic Surgery*, vol. 15, no. 11, pp. 2937–2946, Sep. 2023, doi: 10.1111/os.13885.
10. D. Mitsouras et al., “Medical 3D printing for the radiologist,” *Radiographics*, vol. 35, no. 7, pp. 1965–1988, Nov. 2015, doi: 10.1148/rg.2015140320.
11. J. M. Ford and S. J. Decker, “Computed tomography slice thickness and its effects on three-dimensional reconstruction of anatomical structures,” *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, vol. 4, pp. 43–46, Oct. 2015, doi: 10.1016/j.jofri.2015.10.004.
12. J. Yang, H. Li, L. Xu, and Y. Wang, “Selective laser sintering versus conventional lost-wax casting for single metal copings: A systematic review and meta-analysis,” *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 128, no. 5, pp. 897–904, Mar. 2021, doi: 10.1016/j.prosdent.2021.02.011.
13. M. Meng, J. Wang, H. Huang, X. Liu, J. Zhang та Z. Li, “3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects”, *J. Orthopaedic Transl.*, vol. 42, pp. 94–112. URL: <https://doi.org/10.1016/j.jot.2023.08.004>.
14. M. Golovakha та S. Bondarenko, “Use of an individual tool for kinematic alignment of the limb axis during knee arthroplasty (clinical case)”. *Orthopaedics, traumatol. Prosthetics*, № 1, pp. 80–85, 2024. URL: <https://doi.org/10.15674/0030-59872023180-85>.
15. S. Nisar, J. Palan, C. Rivière, M. Emerton, and H. Pandit, “Kinematic alignment in total knee arthroplasty,” *EFORT Open Reviews*, vol. 5, no. 7, pp. 380–390, Jul. 2020, doi: 10.1302/2058-5241.5.200010.
16. S. Oussedik, M. P. Abdel, J. Victor, M. W. Pagnano, and F. S. Haddad, “Alignment in total knee arthroplasty,” *The Bone & Joint Journal*, vol. 102-B, no. 3, pp. 276–279, Feb. 2020, doi: 10.1302/0301-620x.102b3.bjj-2019-1729.

UDC 616-72:617.3

A CASE OF DESIGNING AN INDIVIDUAL AUGMENT TO REPLACE A FEMURAL DEFECT DURING TOTAL KNEE ARTHROPLASTY

Andrii Zhytkovskiy¹

zhytkovskiy.andrii@lil.kpi.ua

Andrii Dubko^{2,1}

andreyies17@gmail.com

¹Department of Biomedical Engineering
National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

²Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology
E.O. Paton Electric Welding Institute,
Kyiv, Ukraine

Abstract – Total knee arthroplasty (TKA) is a reliable and effective treatment for advanced knee osteoarthritis and has been gaining popularity worldwide in recent years. In particular, there has been an increase in the number of younger patients undergoing the procedure. As a result, it is likely that the number of revision knee arthroplasty (rTKA) will also increase in the future. However, rTKA is a complex surgical procedure with a high risk of complications, often results in bone loss and may be associated with poor bone quality. Bone loss during rTKA is a common problem with various causes, including aseptic destruction, osteolysis, stress injuries and infectious complications, which may result from implant removal. The use of computer-aided design (CAD) and additive technologies to create implants for replacing bone defects is a promising area of research, as it allows designing individual products for each patient, whose knee defect is different in each specific case. This work is devoted to considering an individual case of designing an augment for replacing a femoral defect, the model of which is intended for use in the manufacture of an implant based on it by an additive method. In this work, the size and localization of the bone defect were determined using thin-slice computed tomography (CT, slice thickness 1 mm) after artifact reduction. Segmentation and 3D reconstruction of the knee joint bones were performed in the Materialize Mimics environment. The individual augment was designed according to the 3D model of the femur reconstruction in Autodesk Fusion 360. The parts of the augment that were at the bone-implant interface were given a trabecular (porous) structure to achieve biological fixation. After the design was completed, the 3D model of the augment was exported in STL format, this model is intended to be used for manufacturing of an implant from Ti6Al4V alloy using selective laser melting (SLM) technology.

Key words: total knee arthroplasty, CAD, custom implant, bone defect.