УДК 616.718-089.843:685.382]-007.24:612.76](048.8)

DOI: http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026256-63

Розрахунковий аналіз деформування біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез»

О. М. Сітенко [1], О. О. Ларін [2], Д. В. Лавінський [2], К. А. Барбін [2]

[1] ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

[2] Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут». Україна

The prospects of the method of endo-exo-prosthetics of lost limbs, the basis of which is the interaction of the patient with the prosthesis through an implant connected to the stump bone, largely depends on ensuring the durability of the functioning of the stump bone, the implant and their connection. This article presents the method and analysis of deformations in the biomechanical system "bone-implant-prosthesis", an assessment of the mechanical condition of the specified objects of study is given. Purpose. To develop an adequate model of the "bone-implant-prosthesis" system and to conduct a computational analysis of deformation in order to predict the strength of the elements. Methods. The finite element method is chosen as the numerical method of analysis. Particular attention is paid to the simulation of contact interaction, taking into account dry friction. The coefficient of friction (adhesion) varied in the calculations, thus simulating different degrees of osseointegration. Results. The obtained distributions of the main characteristics of the deformation process made it possible to find out that under the considered loading conditions, the strength of the bone and implant is preserved. Conclusions. From the point of view of mechanical behavior, both intramedullary and extramedullary implants maintain bone strength and ensure the performance of the prosthesis. Keywords. Endo-ekzo-prosthetics, biomechanics, computational analysis, finite element method.

Перспективність методу ендо-екзо-протезування втрачених кінцівок, основою якого є взаємодія пацієнта з протезом через імплантат, з'єднаний з кісткою кукси, значною мірою залежить від забезпечення довговічності функціонування кістки кукси, імплантата та їхнього з'єднання. Наведено методику й аналіз деформацій в біомеханічній системі «кістка – імплантат – протез», вивчено показники механічного стану цих об'єктів дослідження. Мета. Створити розрахункову схему біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» із інтрамедулярним та екстрамедулярним імплантатами та проаналізувати деформування за різних ступенів контакту імплантата й кістки за рахунок варіювання значення коефіцієнта тертя (або адгезії) між ними. Методи. Матеріалом дослідження послужив аналіз релевантної літератури в спеціалізованих джерелах за останні 10 років. Чисельним методом аналізу обрано метод скінченних елементів. Навантаження моделі системи «кістка – імплантат – протез» здійснювали за умови дії сил по її біомеханічній осі. Особливу увагу приділено моделюванню контактної взаємодії з урахуванням сухого тертя, коефіцієнт якого варіювався під час розрахунків і таким чином моделювались різні ступені з'єднання кістки й імплантата. Результати. Отримані характеристики розподілу деформування дозволяють вважати, що з точки зору механічної поведінки як інтрамедулярний, так і екстрамедулярний імплантати за умов навантаження системи без відхилень від біомеханічній осі не змінюють первинну міцність кістки кукси. Висновки. Проаналізовано отримані результати й виявлено, що під час розглянутих умов центрального навантаження кістки кукси вагою тіла людини не має значимих ризиків порушення її міцності, причому для обох типів імплантатів.

Ключові слова. Ендо-екзо-протезування, біомеханіка, розрахунковий аналіз, метод скінченних елементів

© Сітенко О. М., Ларін О. О., Лавінський Д. В., Барбін К. А., 2026

Вступ

Рівень реабілітації людей, які втратили кінцівки, залежить не лише від біомеханічних, біокібернетичних якостей вузлів протеза, а також від того, наскільки нетравматичною й ефективною є взаємодія між пацієнтом і протезом. Із цієї точки зору методу протезування нижніх кінцівок, що використовує приймальну гільзу, властиві суттєві недоліки: навантаження на опорно-рухову систему передається в неприродній та травматичний спосіб — через м'які тканини кукси й інші частини тіла. Сама кукса знаходиться в замкненому, фізіологічно некомфортному об'ємі, а контакт із гільзою проявляє себе як свого роду «хибний суглоб», що обумовлює суттєві обмеження в управлінні протезом, тому проприоцептивні й аферентаційні втрати компенсуються незначною мірою навіть після довгих тренувань.

Використання ендо-екзо-протезів (ЕЕ-протезів), які з'єднуються та взаємодіють із людиною через імплантат, безпосередньо встановлений в канал кістки кукси (інтрамедулярний метод) або на кістці ззовні (екстрамедулярний), дозволяє уникати цих проблем. Проте з багаторічної практики ЕЕ-протезування відомо [1–5], що доволі часто стаються такі негативні випадки механічного порядку, як переломи кістки кукси чи імплантата, розхитування їх посадки тощо.

Практика ЕЕ-протезування нижніх кінцівок і початковий стан у розгортанні його теоретичних засад вказують на необхідність мати дані щодо розподілу механічних напружень у кістці кукси та в імплантаті, які виникають під час навантажень, а також знати та враховувати їхню залежність від різних чинників, наприклад, від параметрів схеми протеза, ротаційних моментів, умов експлуатації тощо. Ця інформація необхідна також для подальших удосконалень системи «імплантат – кістка», для формулювання вимог до конструкцій ЕЕ-протезів і технологій протезування загалом. Безпосереднє вимірювання напружень технічними засобами в цьому випадку доволі складне, якщо взагалі практично здійсненне. Проте такі дані можливо отримати методами математичного моделювання, провівши відповідний розрахунковий аналіз взаємодії кістки та імплантата під час навантажень. Одним із важливих його моментів є дослідження деформування кістки з метою оцінювання її міцності залежно від ступеня контакту з імплантатом та інших факторів.

Мета: створити розрахункову схему біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» із інтрамедулярним та екстрамедулярним імплантатами та проаналізувати деформування за різних ступенів контакту імплантата й кістки за рахунок варіювання значення коефіцієнта тертя (або адгезії) між ними.

Матеріал і методи

Матеріалом дослідження послужив аналіз релевантної літератури в спеціалізованих джерелах за останні 10 років.

Застосування методу розрахункового моделювання має на меті внести ясність у сутність терміну «остеоінтеграція» з точки зору розуміння механізму контактної взаємодії між металом та живою тканиною кістки, бо в деяких джерелах це явище трактується як зрощення імплантата з кісткою кукси. Зауважимо, що точність у термінах, їхня відповідність сутності явищ, завжди визнавалася необхідною умовою в розв'язанні наукових та інших проблем, починаючи з етапу їхнього виникнення. На нашу думку, приклад такої поширеної назви методу як «остеоінтегративне протезування» вносить обмеження в розуміння кола проблем, зводячи їх здебільшого до медичних аспектів, пов'язаних із встановленням імплантата. Практика вже показала наслідки того, що поза увагою залишаються біомеханічні, технічні й інші важливі питання методу, які теж слід відносити до засад його наукового обґрунтування та створення технологій практичної реалізації. Звернемо увагу, що саме поняття «інтеграція», незалежно від сфер застосування, передбачає утворення нових структур або функціональне об'єднання існуючих елементів у скоординовану діяльність, обумовлену спільним існуванням. Але даних про такі явища в біології чи фізіології в наведеному розумінні інтегративних процесів між неживими та живими об'єктами в літературі не знайдено.

Наприклад на поверхні титанового інтрамедулярного імплантата існує оксидна плівка. Після видалення субстанцій із мозкового каналу кістки та встановлення імплантата в мікрозазорах між ними починають утворюватися остеобласти — клітини, які інтенсивно заповнюють новою кістковою масою цей прошарок. Нова кісткова тканина (як частина основної) поступово стає стійкою, починає безпосередньо та щільно контактувати з поверхнею імплантата. Цей процес відіграє ключову роль у появі між кістковими клітинами й оксидною плівкою титанового імплантата адгезії (фізичної міжмолекулярної взаємодії контактуних субстанцій). Тобто ніяких спільних біологічних структур, на які треба було би зважати під час

моделювання, металевий імплантат і жива кістка між собою не утворюють, а самі поняття остеоінтеграція чи зрощення, зокрема відносно цього дослідження, можна вважати умовними. Це дає можливість під час моделювання системи «кістка – кукси – імплантат» застосовувати відомі методи контактної механіки.

Слід відмітити, що певну роль у збільшенні рівня механічної взаємодії може відігравати шорсткість поверхні імплантата, коли різного роду нерівності утворюють мікрорельєф, що теж заповнюється новими кістковими клітинами.

Переважна більшість підходів до математичного моделювання та розрахункового аналізу базується на чисельних схемах методу скінченних елементів (МСЕ) [6], а в ортопедії та протезуванні такі дослідження стосуються моделювання деформації кісток людини в екстремальних умовах (хвороби, переломи, накладання на кінцівку дистракційних апаратів тощо) [6–13]. Слід зазначити, що в опублікованих дослідженнях стосовно ЕЕ-протезів [7, 8] розглядаються схеми, які містять лише кістку та імплантат, при цьому вплив силової взаємодії з протезом суттєво спрощується. Також недостатня увага приділяється вивченню умов контактної взаємодії між імплантатом і кісткою, ступінь якої обумовлює коефіцієнт тертя або адгезії.

Мотивацією для вибору на цьому етапі напрямів досліджень методами математичного моделювання та розрахункового аналізу деформування біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» є декілька положень.

Із практики ЕЕ-протезування відомо [3, 5], що переломи як кістки кукси, так і металевого інтрамедулярного імплантата (І-імплантата) сягають до 10 %. Це є однією з причин, яка вказує на те, що в результаті моделювання бажано отримати:

– загальну оцінку запасу міцності системи «кістка – імплантат» за різних конструкцій протезів, причому окремо за її складовими;

– характеристики залежності міцності системи «кістка – імплантат» від різних факторів, зокрема від протяжності та площі контакту, типу посадки протеза в канал кістки, нецентрального відносно біомеханічної осі навантаження тощо.

Ураховуючи, що в медичній практиці операції, основані на застосуванні І-імплантата, є зараз основним методом, то ці дані дозволять уточнити покази до них, виходячи з достатньої чи недостатньої довжини кукси, визначати критично допустимі рівні ампутації, за яких можливо призначати таке протезування.

Е-імплантат застосовується рідко, хоча на відміну від І-імплантата не потребує видалення кісткого мозку, тобто в такому випадку по всій довжині кістки кукси зберігається центрифугальний кровообіг, що є необхідною умовою в запобіганні деградації кісткової тканини. Для конструювання Е-імплантата необхідно визначити оптимальну площу контакту імплантата з кісткою з точки зору надійності. Це дозволить на етапі планування операцій визначати місця таких контактів по поверхні кістки, а також індивідуальні параметри протеза для кожного пацієнта.

Також слід відзначити, що інформація про механічні напруження, які виникають, дозволить визначитися з вимогами до точності параметрів схеми побудови протеза, методологією пошуку оптимальної схеми й апаратурним забезпеченням цього процесу.

Дослідження механічних напружень, які несуть руйнівні ризики, необхідні і під час конструювання тих елементів ЕЕ-протезів, на які покладається функція захисту системи «імплантат – кістка». Наприклад, розвантажувального модуля або ротаційного механізму зі системою управління ним. Математичне моделювання та розрахунковий аналіз деформування відіграватимуть у цих розробках визначальну роль.

Першим етапом розрахункового аналізу є створення адекватної 3D-моделі системи «кістка – імплантат – протез».

І-імплантат — стрижень (матеріал — оксид титану) з опорною головкою (матеріал — вуглець-вуглецевий композит), з якою контактує зріз стегнової кістки. Е-імплантат за своєю формою є, умовно кажучи, «чашкою» (матеріал — оксид титану), у неї вставляється кістка кукси, яка своїм торцем також контактує з опорною головкою (матеріал — вуглець-вуглецевий композит).

Модель протеза складається з трьох елементів, об’єднаних за принципом прояву функцій в фазу опори: стегновий тримальний модуль із колінним вузлом, гомілковий тримальний модуль та штучна стопа. Тримальні модулі — це металеві трубки, стопа — ресора з вигином. Між елементами протеза було змодельовано шарнірне з’єднання. Геометричні 3D-моделі системи «кістка – імплантат – протез» для І- та Е-імплантатів наведено на рис. 1.

Ця модель дозволяє вивчати деформування за всіх основних локомоцій людини, проте в цьому дослідженні розглядається лише квазістатичне моделювання. Відмінністю цієї роботи від, наприклад, [14] є введення трьох взаємно перпендикуляр-

них сил (рис. 2), що моделюють можливі ефекти від згину та скручування кінцівки.

У межах розрахункової схеми з'явилося кілька контактних зон. Основним об'єктом уваги є зони взаємодії стрижня І-імплантата з внутрішньою поверхнею кістки кукси стегна та Е-імплантата зі зовнішньою поверхнею стегнової кістки. Тут контакт моделювався з урахуванням сухого тертя ковзання зі змінним коефіцієнтом тертя (або адгезії), Його змінність обиралася в діапазоні від 0,2 до 6. Ще одна контактна зона виникає в місці зрізу стегна з опорною головкою імплантата, але в цьому випадку він сталий — 0,5.

У розрахунках розглядались такі геометричні розміри: довжина частини стегна — 316 мм; довжина стрижня І-імплантата — 110 мм, діаметр стрижня 12 мм; довжина верхньої трубки протеза — 100 мм, нижньої — 400 мм, та внутрішні діаметри трубок — 30 та 26 мм відповідно; розміри «стопи» — 80 × 200 мм, товщина пластини — 7 мм.

Фізико-механічні властивості елементів моделі наведено в таблиці [14].

Як чисельний метод використовувався МСЕ. Базовим скінченним елементом обрано тетраедричний елемент із 48 ступенями свободи. У місцях геометричних особливостей було зроблено згущення скінченно-елементної сітки.

Настання або ні небезпечної ситуації, з точки зору міцності, оцінювалось із застосуванням критеріальних показників. Для імплантата розглядався критерій настання плину Мізеса. Небезпечною вважається ситуація, коли еквівалентне напруження (інтенсивність напружень) досягає межі плину матеріалу. Для кістки обрано критерій руйнування Мора, який рекомендується застосовувати для матеріалів, які характеризуються крихким руйнуванням [15]. Еквівалентне напруження відповідно до критерію Мора визначається за формулою:

$$\sigma_{екв}^{Мор} = \sigma_1 - \frac{\sigma_р}{\sigma_с}\sigma_з,$$

де σ_1 та σ_3 — перше та третє головне напруження, $\sigma_р$— межа міцності на розтягнення, $\sigma_с$ — на стиск. Небезпечною вважається ситуація, коли еквівалентне напруження (інтенсивність) досягає межі міцності матеріалу на розтягнення.

Результати

Проведені розрахункові дослідження показали, що під час навантаження по біомеханічній осі деформування елементів схеми відбувається як в інтрамедулярного імплантата, так і екстрамедулярного. На рис. 3 та 4 наведно розподіли еквівалентних напружень у кістці та двох типах імплантатів за значень коефіцієнта тертя — 0,2 (на початку процесу адгезії).

Наведеними ілюстраціями доведено, що найбільш навантаженими зонами кістки й імплантата є місця їх взаємного контакту. Таким чином, у подібних розрахункових дослідженнях коректне моделювання контактної взаємодії між кісткою та імплантатом є необхідним етапом.

Під час використання І-імплантата найбільш навантаженою є зона кістки, яка знаходиться в околі каналу. У випадку Е-імплантата найнавантаженішою стає зовнішня поверхня кістки. Відзначимо, що за розглянутих величин силового навантаження інтенсивність напружень в імплантатах не перевищує межу плину, у кістці еквівалентне напруження за критерієм Мора також не досягає небезпечних значень.

На рис. 5 порівнюються величини максимального еквівалентного напруження за критерієм Мора залежно від значень коефіцієнта адгезії для випадку І- та Е-імплантата.

Обговорення

Отримані результати свідчать про те, що в усіх розглянутих випадках еквівалентні напруження в кістці кукси не досягають межі міцності на розтягнення, тобто за умов центрального навантаження по біомеханічній осі кістка зберігає свою цілісність як у разі застосування інтрамедулярного, так і екстрамедулярного імплантата.

Таблиця

Механічні характеристики елементів розрахункової схеми

Елемент	Модуль Юнга, ГПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа плину, ГПа	Межа міцності на розтягнення, ГПа	Межа міцності на стиск, ГПа
Стегнова кістка	10	0,35	—	0,80	1,20
Стержень імплантата (оксид титану)	96	0,36	0,93	—	—
Головка імплантата (вуглець-вуглецевий композитний матеріал)	180	0,19	—	1	1,40
Компоненти протеза (сталь)	200	0,30	0,25	—	—

Цей висновок узгоджується з даними інших дослідників, які зі застосуванням методу скінченних елементів показали, що за умов помірного фізіологічного навантаження вагою тіла безпосередньої небезпеки руйнування періпротезної кістки не виникає, проте коефіцієнт запасу міцності залишається відносно низьким [16, 17]. Зокрема, у роботі [16] автори, порівнюючи гвинтовий та пресовий І-імплантати для трансфеморальної ампутації за умов нормального циклу ходи, встановили, що обидві конструкції не спричиняють прямого ушкодження кістки за маси пацієнта до 100 кг, водночас характер розподілу напружень і густини енергії деформації між ними суттєво відрізняються.

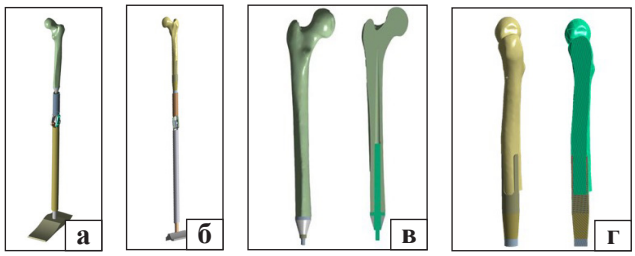


Рис. 1. Геометричні моделі: а) «кістка– імплантат – протез» з І-імплантом; б) «кістка – імплантат – протез» з Е-імплантатом; в) модель І-імплантата; г) модель Е-імплантата

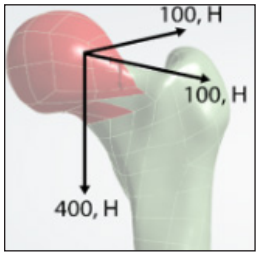


Рис. 2. Схема навантаження на кістку

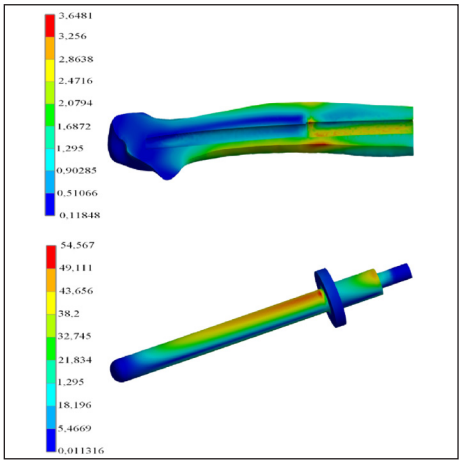


Рис. 3. Розподіл еквівалентних напружень (у МПа) у кістці кукси та І-імплантаті

А. Mirulla та співавт. під час аналізу різних типів імплантатів виявили, що пікові значення напружень у кістці й імплантаті є близькими для обох типів конструкцій, проте пресовий тип формує більші за площею зони високих напружень у дистальному відділі стегнової кістки [17]. У нашому дослідженні доведено принципову подібність механічної поведінки інтрамедулярного й екстрамедулярного імплантатів за умов центрального навантаження (рис. 3, 4), але водночас зафіксовано різний характер залежності пікових еквівалентних напружень від ступеня контакту кістки з імплантатом (рис. 5).

Особливе значення в розрахунковому аналізі мало моделювання контактної взаємодії між кісткою й імплантатом за допомогою закону сухого тертя Кулона зі змінним коефіцієнтом тертя (адгезії). Такий підхід є загальноприйнятим у дослідженнях біомеханіки безцементних і остеоінтегрованих імплантатів [16, 18, 19].

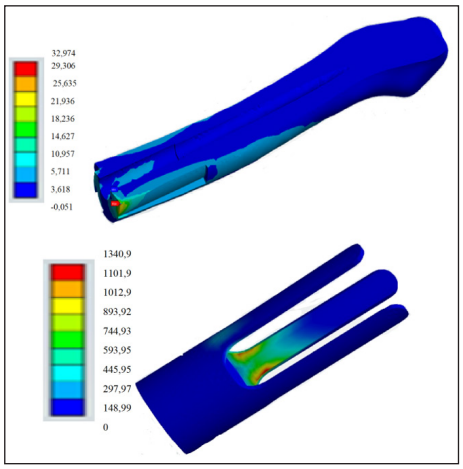


Рис. 4. Розподіл еквівалентних напружень (у МПа) у кістці кукси та Е-імплантаті

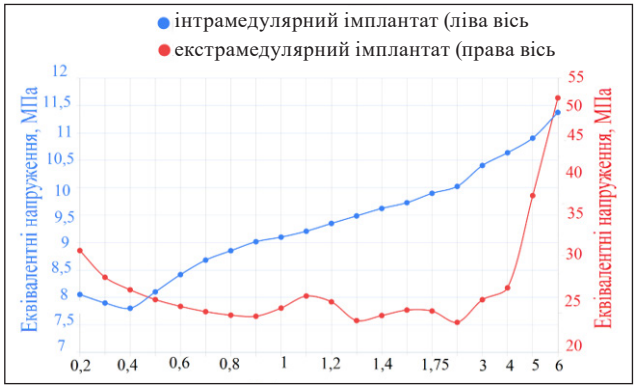


Рис. 5. Порівняння максимальних еквівалентних напружень відповідно до критерію Мора залежно від величини коефіцієнта адгезії в кістці під час застосування інтрамедулярного (синій) та екстрамедулярного (червоний) імплантатів

Здебільшого в статтях щодо моделювання трансфеморальних остеоінтегрованих систем, приймається фіксований коефіцієнт тертя в діапазоні 0,3–0,5 [16, 18], що відповідає експериментальним даним для контакту трабекулярної кістки з пористо-покритою металевою поверхнею. Проте реальний інтерфейс «кістка – імплантат» має складну, динамічну природу: ступінь контакту змінюється з часом унаслідок остеоінтегративних процесів, а класичний закон Кулона не повністю відображає нелінійну поведінку інтерфейсу до та після завершення остеоінтеграції [19]. Тому варіювання коефіцієнта тертя у нашому дослідженні в діапазоні від 0,2 до 6 дозволило моделювати різні стадії контактної взаємодії (від раннього післяопераційного періоду до стану повної остеоінтеграції) і дослідити чутливість міцнісного відгуку системи до цього параметра.

У випадку І-імплантата графік максимальних еквівалентних напружень за критерієм Мора має яскраво виражений мінімум за коефіцієнта адгезії (тертя) 0,4, а далі спостерігається майже монотонне зростання. За Е-імплантата крива до значення коефіцієнта 4 є майже сталою з невеликими (до 0,5 МПа) сплесками, а різке зростання відбувається лише після цього значення. Невелике підвищення напружень за початкового значення коефіцієнта тертя може бути пов’язане зі суттєвими взаємними зміщеннями кістки й імплантата, тоді як ефект різкого зростання за великих значень коефіцієнта потребує додаткового дослідження і, можливо, застосування інших моделей взаємодії в умовах значної адгезії. Це узгоджується з висновками авторів роботи [19], які запропонували модифікований закон Кулона з урахуванням нормальної когезії й тангенціального дебондингу інтерфейсу і показали, що поведінка інтерфейсу за наявності часткової остеоінтеграції суттєво відрізняється від класичних припущень про повне сходження або повне ковзання.

Аналіз розподілу напружень довів, що найбільш навантаженими зонами в обох випадках є місця взаємного контакту кістки й імплантата: за умов І-імплантата — це ділянка кістки в околі мозкового каналу, у разі Е- — зовнішня поверхня стегнової кістки в зоні охоплення «чашкою». Подібна локалізація пікових напружень відзначена й іншими авторами для остеоінтегрованих трансфеморальних імплантатів: концентрація напружень виникає поблизу проксимального кінця інтрамедулярного стрижня та поблизу зони остеотомії [16, 18]. Це підтверджує важливість коректного моделювання контактної взаємодії в подібних завданнях.

Окрім гострого ризику перелому, тривала зміна локального розподілу напружень у періпротезній зоні може спричинити процеси перебудови кісткової тканини за рахунок ефекту «екранування напружень», що клінічно проявляється остеопенією, потоншенням кіркової кістки та збільшенням ризику періпротезного перелому [12, 13, 20]. У роботі [20] описано клінічний випадок періпротезного перелому в пацієнтки з трансфеморальною ампутацією та індивідуальним стегновим імплантатом, де однією з основних причин руйнування кістки стала екстенсивна резорбція внаслідок «екранування напружень». У нашому дослідженні центральне навантаження по біомеханічній осі не виявило ознак значного перерозподілу напружень, який міг би призвести до подібних явищ, проте в подальшому необхідне моделювання нецентричного та динамічного навантаження для адекватного оцінювання цього ризику.

Із методологічної точки зору важливою особливістю наведеної роботи є застосування критерію Мора для вивчення міцності кісткової тканини як крихкого матеріалу [15] та критерію плину Мізеса для оцінювання міцності металевого імплантата, що відповідає сучасним рекомендаціям щодо моделювання тканин і матеріалів із принципово різними механічними властивостями. Окрім того, на відміну від більшості опублікованих робіт [7, 8, 16–18], у яких аналізується або лише система «імплантат – кістка», або спрощено враховується силова взаємодія з протезом, у нашій моделі реалізовано повну збірку «кістка – імплантат – протез» зі застосуванням трьох взаємно перпендикулярних сил, що дозволяє моделювати ефекти згину та скручування кінцівки. Це створює методологічну основу для подальшого розширення розрахункової схеми на динамічні режими навантаження та різні локомоції людини.

Систематичний огляд авторів [21], який охоплює 17 досліджень *in vitro* та *in silico* остеоінтегрованих трансфеморальних протезів, вказує на відсутність уніфікованих методичних підходів до оцінювання первинної стабільності, екранування та концентрації напружень. Це обмежує можливості прямого порівняння кількісних результатів різних робіт і обґрунтовує необхідність розвитку індивідуалізованих моделей із чітким описом припущень і граничних умов. У зв’язку з цим методологічна цінність нашого підходу полягає в можливості використання індивідуальних

результатів розрахункового аналізу для обґрунтування показів і параметрів імплантації в конкретного пацієнта, що особливо актуально для практики ЕЕ-протезування в умовах післявоєнної реабілітації в Україні [4, 5].

Обмеженнями цього етапу дослідження є квазістатичний характер аналізу, розгляд лише центрального навантаження по біомеханічній осі та припущення про ідеалізовану геометрію кістки кукси. Подальшу роботу доцільно пов'язати з реальними умовами експлуатації протеза — урахуванням динамічних чинників, моментів сил, нестандартних навантажень (падіння, спотикання) [17], а також із моделюванням різних стадій контактної взаємодії з використанням нелінійних моделей фрикції та когезії [19].

Висновки

Аналіз джерел інформації щодо ступеня розвитку наукових засад методу ЕЕ-протезування та практики його застосування вказує на необхідність продовження та поглиблення його вивчення, обґрунтування переваг та усунення ризиків.

У цій роботі створено 3D-моделі біомеханічних систем «кістка – імплантат – протез» для випадків інтра- та екстрамедулярних імплантатів. На цьому етапі досліджень наведено розрахунковий аналіз деформування біомеханічної системи «кістка – імплантат – протез» за умови її навантаження в ідеальних умовах, тобто по біомеханічній осі. Як чисельний використовувався метод скінченних елементів. Умови контактної взаємодії між кісткою та імплантатом визначалися, виходячи з моделі сухого тертя. Проведено серію розрахунків, у яких різні стадії контактної взаємодії змодельовано варіюванням значення коефіцієнта адгезії.

Принциповий висновок аналізу отриманих результатів полягає в тому, що під час розглянутих умов центрального навантаження кістки кукси вагою тіла людини не виявлено значимі ризики порушення її міцності, причому для обох типів імплантатів.

Значення розробленої методології аналізу полягає також в тому, що рішення стосовно застосування імплантатів для конкретних пацієнтів можливо обґрунтовувати на основі індивідуальних результатів відповідного розрахункового аналізу.

Подальші дослідження необхідно пов'язувати з реальними умовами експлуатації протезів, тобто з урахуванням динамічних чинників навантаження на біомеханічну систему ендо-екзо-протеза (перш за все дії моментів сил, обумовлених схемою протеза та ротаційними моментами в горизонтальній площині, нестандартними умовами, що можуть виникати під час застосування), а також із розглядом інших моделей та стадій контактної взаємодії в системі «імплантат – кістка кукси». Математичні моделі можуть скласти основу в розробці та технології застосування таких елементів конструкції протеза, як розвантажувальний модуль, ротаційний механізм із системою управління тощо.

На нашу думку, необхідно також з'ясувати небезпеку руйнування адгезії від дії через металевий імплантат температурних факторів (наприклад, під час перебування протезованого пацієнта на холоді).

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Подальші дослідження доцільно спрямувати на вивчення декількох аспектів, а саме: врахування динамічної складової навантаження на систему «кістка – імплантат – протез», а також аналіз впливу температурних деформацій на міцність і цілісність з'єднання (адгезії) кістки й імплантата.

Інформація про фінансування. Зовнішнього фінансування дослідження не отримувало.

Внесок авторів. Сітенко О. М. — загальна постановка проблеми, збір та аналіз матеріалу з джерел інформації, участь в обговоренні й аналізі результатів, написання рукопису; Ларін О. О. — участь у створенні математичних моделей, аналіз розрахункових результатів, критичний перегляд і редагування тексту; Лавінський Д. В. — критичний аналіз джерел інформації, участь у створенні математичних моделей, аналіз розрахункових результатів, написання рукопису та редагування тексту; Барбін К. А. — проведення розрахункових досліджень, аналіз розрахункових результатів.

Список літератури

1. Hoyt, B. W., Walsh, S. A., &Forsberg, J. A. (2020). Osseointegrated prostheses for the rehabilitation of amputees (OPRA): results and clinical perspective. *Expert review of medical devices, 17*(1), 17–25. https://doi.org/10.1080/17434440.2020.1704623
2. Evans, A. R., Tetsworth, K., Quinnan, S., & Wixted, J. J. (2024). Transcutaneous osseointegration for amputees. *OTA International, 7*(2S). https://doi.org/10.1097/oi9.0000000000000326
3. Sreedharan, S., Gray, S., & Bruscino-Raiola, F. (2021). Osseointegrated prostheses for lower limb amputees: a review of complications. *Australasian journal of plastic surgery, 4*(1), 55–61. https://doi.org/10.34239/ajops.v4n1.199
4. Haluzynskyi, O., Linenko, O., Bondarenko, S., Nikolov, M., & Maltseva, V. (2024). Osseointegrative prosthetics: Opportunities, challenges, and prospects for its application in the rehabilitation of patients with amputated limbs (Literature review). *Orthopaedics traumatology and prosthetics,* (3), 86–97. https://doi.org/10.15674/0030-59872024386-97
5. Sitenko, O., & Sitenko, T. (2024). Biomechanical aspects of Endo-exo-prosthetics of the lower limbs. *Orthopaedics traumatology and prosthetics,* (2), 69–75. https://doi.org/10.15674/0030-59872024269-75
6. Du, X., Zhao, X., Lei, J., & Zhang, G. (2024). Finite element modeling and injury criteria investigation for the lower leg of the Chinese human body under impact loads. *Theoretical and applied mechanics letters, 14*(4), 100547. https://doi.

org/10.1016/j.taml.2024.100547
7. Tuninetti, V., Fuentes, G., Oñate, A., Narayan, S., Celentano, D., García-Herrera, C., ... & Valle, R. (2024). computational shape design optimization of femoral implants: towards efficient forging manufacturing. *Applied sciences, 14*(18), 8289. https://doi.org/10.3390/app14188289
8. Kumar, P., & Jain, N. K. (2021). Finite element analysis of femoral prosthesis using ti-6al-4 V alloy and TiNbZrTaFe high entropy alloy. Materials today: *Proceedings,* 44, 1195–1201. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.11.239
9. Johnson, J. E., Brouillette, M. J., Miller, B. J., & Goetz, J. E. (2023). Finite element model-computed mechanical behavior of femurs with metastatic disease varies between physiologic and idealized loading simulations. *Biomedical engineering and computational biology,* 14, 11795972231166240. https://doi.org/11795972231166240
10. Rostamian, R., Silani, M., Ziaei-Rad, S., Busse, B., Qwamizadeh, M., & Rabczuk, T. (2022). A finite element study on femoral locking compression plate design using genetic optimization method. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials,* 131, 105202. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105202
11. Ceddia, M., Solarino, G., Cassano, G. D., & Trentadue, B. (2023). Finite element study on stability in the femoral neck and head connection to varying geometric parameters with the relates implications on the effect of wear. *Journal of composites science, 7*(9), 387. https://doi.org/10.3390/jcs7090387
12. Xiao, Z., Wu, L., Wu, W., Tang, R., Dai, J., & Zhu, D. (2023). Multi-scale topology optimization of femoral stem structure subject to stress shielding reduce. *Materials, 16*(8), 3151. https://doi.org/10.3390/ma16083151
13. Sun, X., Curreli, C., &Viceconti, M. (2024). Finite element models to predict the risk of aseptic loosening in cementless femoral stems: a literature review. *Applied sciences, 14*(8), 3200. https://doi.org/10.3390/app14083200
14. Lavinsky, D., Larin, O., Sitenko, O., Tomashevskyi, R., & Barbin, K. (2025). Biomechanical analysis of bone-implant interaction in a femoral prosthetic reconstruction. *IFMBE Proceedings,* 483–491. https://doi.org/10.1007/978-3-032-06494-3_48
15. Li, S. (2024). Rational implementation of the Mohr criterion in its general form. *International Journal of mechanical sciences,* 279, 109449. https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2024.109449
16. Tomaszewski, P. K., Verdonschot, N., Bulstra, S. K., & Verkerke, G. J. (2010). A comparative finite-element analysis of bone failure and load transfer of osseointegrated prostheses fixations. *Annals of biomedical engineering, 38*(7), 2418–2427. https://doi.org/10.1007/s10439-010-9966-9
17. Mirulla, A. I., Di Paolo, S., Di Simone, F., Ingrassia, T., Nigrelli, V., Zaffagnini, S., & Bragonzoni, L. (2020). Biomechanical analysis of two types of osseointegrated transfemoral prosthesis. *Applied Sciences, 10*(22), 8263. https://doi.org/10.3390/app10228263
18. Xu, W., Xu, D. H., & Crocombe, A. D. (2006). Three-dimensional finite element stress and strain analysis of a transfemoral osseointegration implant. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, Part H: journal of engineering in medicine, 220*(6), 661–670. https://doi.org/10.1243/09544119JEIM84
19. Immel, K., Nguyen, V. H., Haïat, G., & Sauer, R. A. (2022). Modeling the debonding process of osseointegrated implants due to coupled adhesion and friction. *Biomechanics and modeling in mechanobiology, 22*(1), 133. https://doi.org/10.1007/s10237-022-01637-7
20. Wik, T. S., Foss, O. A., Havik, S., Persen, L., Aamodt, A., & Witsø, E. (2010). Periprosthetic fracture caused by stress shielding after implantation of a femoral condyle endoprosthesis in a transfemoral amputee — a case report. *Acta orthopaedica, 81*(6), 765–767. https://doi.org/10.3109/17453674.2010.533937
21. Galteri, G., & Cristofolini, L. (2023). In vitro and in silico methods for the biomechanical assessment of osseointegrated transfemoral prostheses: a systematic review. *Frontiers in bioengineering and biotechnology,* 11, 1237919. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1237919

Стаття надійшла до редакції	Отримано після рецензування	Прийнято до друку
22.04.2026	04.05.2026	05.05.2026

COMPUTATIONAL ANALYSIS OF THE DEFORMATION OF THE BIOMECHANICAL SYSTEM «BONE – IMPLANT – PROSTHESIS»

O. M. Sitenko [1], O. O. Larin [2], D. V. Lavinsky [2], K. A. Barbin [2]

[1] Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

[2] National Technical University "Kharkiv Polytechnic Institute", Kharkiv, Ukraine

✉ Oleksandr Sitenko, PhD in Biomechanics and Prosthetics: sitenko@meta.ua

✉ Oleksiy Larin, Prof. in Tech. Sci.: Oleksiy.Larin@khpi.edu.ua; https://orcid.org/0000-0002-5721-4400

✉ Denis Lavinsky, Prof. in Tech. Sci.: Denys.Lavinskiy@khpi.edu.ua; https://orcid.org/0000-0002-1380-3131

✉ Kostiantyn Barbin, PhD-student: Kostiantyn.Barbin@infiz.khpi.edu.ua; https://orcid.org/0009-0003-1152-4950