

УДК 539.3

## **БІОМЕХАНІЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА АНАЛІЗ КОНТАКТНОЇ ВЗАЄМОДІЇ В ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ СИСТЕМАХ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК**

К.А. Барбін, В.І. Свириденко, Д.В. Машкін, Г.О. Аніщенко  
*Національний технічний університет «Харківський політехнічний  
інститут»*

*kostiantyn.barbin@infiz.khpi.edu.ua, valeriia.svyrydenko@infiz.khpi.edu.ua,  
danylo.mashkin@infiz.khpi.edu.ua, halyna.anishchenko@khpi.edu.ua*

У сучасних умовах стрімкого розвитку біомедичної інженерії та цифрових технологій проблема ефективної реабілітації пацієнтів після ампутацій нижніх кінцівок набуває особливої актуальності. Зростання кількості травм, зокрема внаслідок військових дій, формує суспільний запит на створення високотехнологічних протезних систем, здатних забезпечити не лише механічну компенсацію втраченої кінцівки, але й функціональну інтеграцію з організмом людини. Традиційні протези з куксоприймальними гільзами супроводжуються рядом недоліків, таких як порушення кровообігу, больові відчуття та нестабільність кріплення, що суттєво обмежує їх ефективність.

Альтернативним підходом є застосування остеоінтегрованих імплантатів, які забезпечують прямий механічний зв'язок між кісткою та протезом. Така концепція дозволяє значно покращити передачу навантаження, зменшити дискомфорт та забезпечити явище остеоперцепції. Водночас впровадження подібних систем потребує глибокого фізичного аналізу процесів взаємодії в системі «кістка-імплантат-протез», що є складною багатофакторною задачею.

Імплантат у даній роботі розглядається як конструктивний елемент, що інтегрується безпосередньо у кісткову тканину та слугує проміжною ланкою між біологічною структурою та технічним протезом. Основними типами є інтрамедулярні та екстрамедулярні конструкції. Інтрамедулярний імплантат вводиться у кістково-мозковий канал і забезпечує осьову передачу навантаження, тоді як екстрамедулярний фіксується на зовнішній поверхні

кістки за допомогою гвинтів. Геометрія, матеріал та спосіб фіксації імплантату визначають характер напружень і довговічність системи.

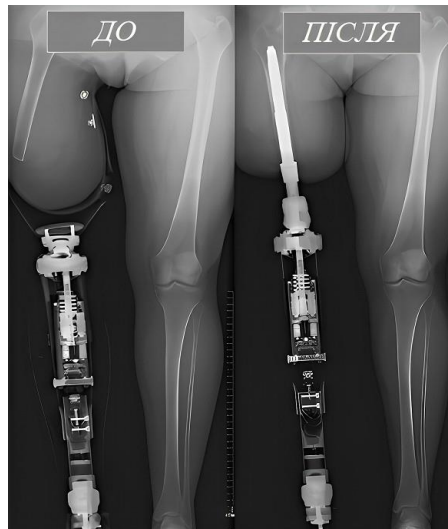


Рис. 1. Приклад остеointegraції

Ключовим етапом дослідження є аналіз напружено-деформованого стану. Для цього використовується метод скінченних елементів, який дозволяє чисельно розв'язувати складні задачі механіки суцільного середовища. Основне рівняння має вигляд:

$$[K] * \{U\} = \{F\} + \{R_{contact}\}$$

де  $[K]$  – глобальна матриця жорсткості системи, сформована шляхом суперпозиції матриць жорсткості окремих елементів;

$\{U\}$  – глобальний вектор шуканих вузлових переміщень;

$\{F\}$  – вектор зовнішніх вузлових навантажень;

$\{R_{contact}\}$  – вектор контактних сил, який вносить у систему нелінійність через залежність від шуканих переміщень (зміна площі контакту та сил тертя).

Для оцінки міцності матеріалів застосовуються відповідні критерії. Для імплантату використовується енергетичний критерій фон Мізеса:

$$\sigma_{eqv}^{vM} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}.$$

Цей критерій дозволяє оцінити ймовірність пластичного руйнування матеріалу. Для кісткової тканини, яка є крихким матеріалом, доцільно використовувати критерій Мора. Аналіз показує, що максимальні напруження виникають у зонах контакту, що підтверджує необхідність оптимізації конструкції імплантату.

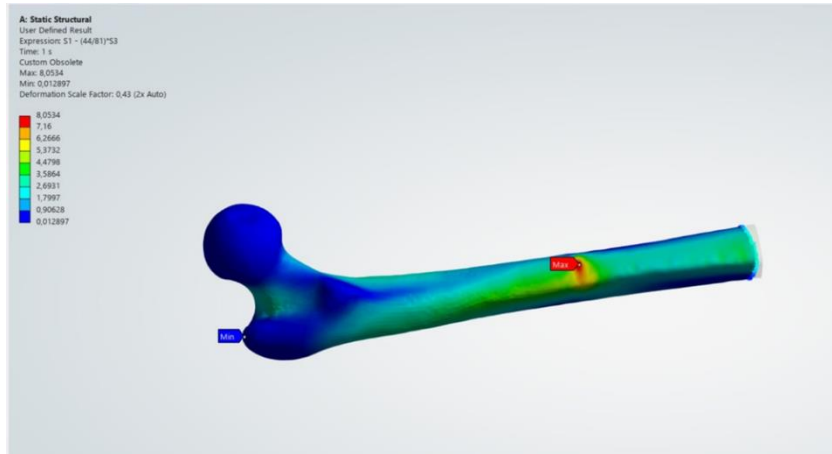


Рис. 2. Розподіл напружень у кістці

Особливу увагу в роботі приділено моделюванню процесу остеоінтеграції як стохастичного процесу. Для цього використано апарат марковських процесів, який дозволяє описати еволюцію системи у часі з урахуванням імовірнісного характеру біологічних процесів.

Марковський процес характеризується властивістю відсутності пам'яті, згідно з якою майбутній стан системи залежить лише від її поточного стану:

$$P(x_{t+1} = j | x_t = i, x_{t-1}, \dots, x_0) = P(x_{t+1} = j | x_t = i)$$

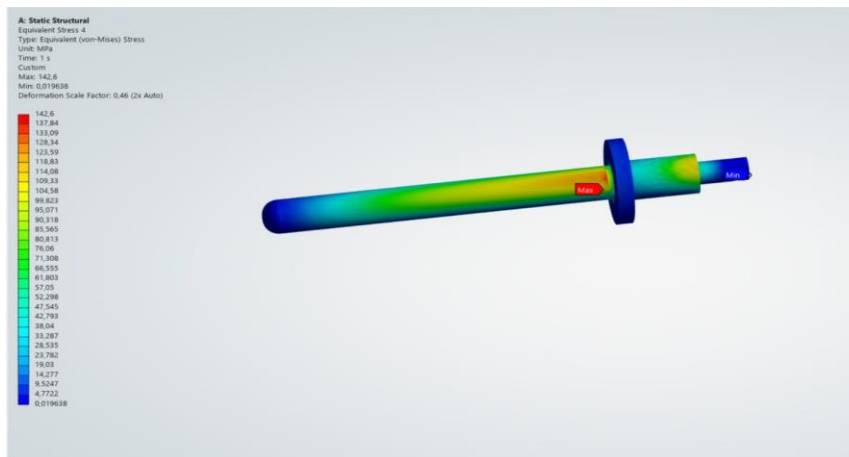


Рис. 3. Напруження в імплантаті за Мізесом

У межах даної моделі процес загоєння описується переходами між дискретними станами: запалення, формування м'якого мозоля, часткова інтеграція та повна остеоінтеграція. Ймовірності переходів формуються у вигляді матриці переходів  $P$ , яка враховує вплив механічних факторів, зокрема напружень і стабільності контакту.

Еволюція системи у часі описується рівнянням:

$$S_t = S_0 \cdot P^t$$

де  $S(t)$  – вектор станів у момент часу  $t$ .

Такий підхід дозволяє не лише оцінити поточний стан системи, але й прогнозувати ймовірність досягнення повної остеоінтеграції. Важливою перевагою марковської моделі є її гнучкість: вона дозволяє враховувати індивідуальні характеристики пацієнта через введення коригувальних коефіцієнтів, що змінюють матрицю переходів.

З точки зору сучасних фізичних досліджень, використання штучного інтелекту в поєднанні з чисельними методами відкриває нові можливості для аналізу складних біомеханічних систем. Марковські моделі можуть бути інтегровані з алгоритмами машинного навчання, що дозволяє підвищити точність прогнозування та адаптувати моделі під реальні клінічні дані.

Узагальнюючи отримані результати, можна зробити висновок, що комплексне поєднання методу скінченних елементів та марковських процесів дозволяє не лише оцінити механічну надійність імплантату, але й спрогнозувати динаміку процесу загоєння. Такий підхід відповідає сучасним тенденціям розвитку фізичних досліджень, де ключову роль відіграють міждисциплінарні методи та використання інтелектуальних алгоритмів.

Перспективи подальших досліджень пов'язані з розширенням моделей за рахунок врахування нелінійних властивостей кісткової тканини, біохімічних факторів та використання нейромережевих методів для автоматичного визначення параметрів моделі. Це дозволить створити більш точні та персоналізовані інструменти прогнозування, що матимуть важливе значення для розвитку сучасної медицини та біофізики.

## Література

1. The Markov model of a dynamic system based on experimental data for. // arXiv. – 2022. URL: <https://arxiv.org/pdf/2204.08429>
2. Галузинський О. А., Ліненко О. М., Бондаренко С. Я. та ін. Остеоінтегративне протезування: можливості, виклики та перспективи застосування в реабілітації пацієнтів з ампутованими кінцівками (огляд літератури) // Ортопедія, травматологія та протезування. 2024. № 3. С. 86–97
3. Li C. Rational implementation of the Mohr criterion in its general form / C. Li // International Journal of Mechanical Sciences. – 2024. – Vol. 279. – P. 109449. URL: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2024.109449>.
4. Marques A. E., da Silva F. S. F., Antunes F. P. Markov Models in health care / A. E. Marques, F. S. F. da Silva, F. P. Antunes // Einstein (São Paulo). – 2021. – Vol. 19. – P. eAO5879. URL: [https://doi.org/10.31744/einstein\\_journal/2021AO5879](https://doi.org/10.31744/einstein_journal/2021AO5879).
5. Untaroiu C.D. A finite element model of the lower limb for simulating automotive impacts / C. D. Untaroiu, N. Yue, J. Shin // Annals of Biomedical Engineering. — 2013. — Vol. 41, № 3. — P. 513–526. — URL: <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0687-0>.

УДК 530.145:681.7