

УДК 539.4:612.76

О. І. Моргун, Р. В. Черемшук, О. С. Мусієнко

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

ВПЛИВ ДІАМЕТРУ ТА ДОВЖИНИ НІЖКИ ІМПЛАНТА НА НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНІЙ СТАН СИСТЕМИ «КІСТКА-РЕВІЗІЙНИЙ ІМПЛАНТ»

У військових конфліктах найбільш розповсюдженими видами ушкоджень кісток є осколкові (85%) та кульові (12%) [1]. Основною небезпекою таких видів поранень є можливість виникнення необхідності ампутації кінцівок пацієнта. Ендопротезування ушкоджених частин кісткової тканини дозволяє зберегти кінцівки та забезпечити пацієнту необхідну мобільність. Проте проблемою ендопротезування є відсутність індивідуалізованого підходу до біомеханічних характеристик конкретного пацієнта, тому проектування протезів з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта є наальною потребою.

Метою роботи є проведення двохфакторного експерименту з визначення НДС системи «кістка – протез» в залежності від довжини та діаметру ніжки протеза та побудова регресійної моделі, що відображає вплив цих факторів на рівень напружень.

Оскільки проведення натурного експерименту з визначення НДС системи в даному випадку є неможливим, тоді було обрано проводити чисельний двохфакторний експеримент [2].

Початковим етапом є створення геометричної моделі системи «кістка – протез» (рис.1).

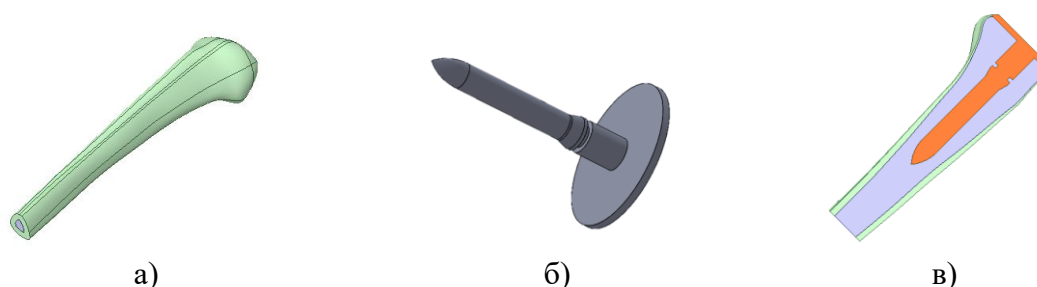


Рис. 1. Геометрична модель: а) великогомілкова кістка; б) ревізійний колінний протез; в) система «кістка-протез» у розрізі

Для розв'язання задачі чисельним методом, а саме методом скінченних елементів, геометрична модель була дискретизована (рис 2а). Було отримано дискретні моделі з $\approx 2,5 \cdot 10^6$ вузлів та $\approx 1,6 \cdot 10^6$ скінченних елементів. В якості граничних умов було застосовано жорстке закріплення нижньої грані кістки та на верхню грань протеза прикладено вертикальну силу величиною 750Н (рис.2б).

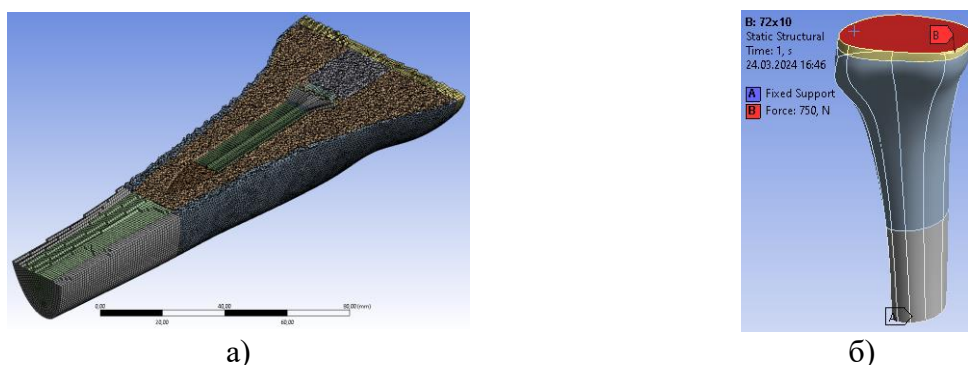


Рис. 2. Чисельна модель: а) дискретна модель системи «кістка-протез» у розрізі; б) граничні умови.

Планування чисельного експерименту здійснювалось наступним чином. Максимальний діаметр ніжки протеза (D) дорівнював 14 мм, мінімальний – 10 мм, а проміжний – 12 мм. Максимальна довжина ніжки протеза (L) становила 112 мм, мінімальна – 72 мм і проміжна 92 мм. Функцією відгуку $\hat{y}$ було обрано максимальне еквівалентне напруження за Мізесом у МПа на зовнішній поверхні губчастої кісткової тканини. Регресійна модель, що відповідає обраному плану експерименту має наступний вигляд:

$$\hat{y} = b_0 + b_1 \cdot x_1 + b_2 \cdot x_2 + b_3 \cdot x_1 x_2 + b_4 \cdot x_1 z_2 + b_5 \cdot x_2 z_1 + b_6 \cdot z_1 + b_7 \cdot z_2 + b_8 \cdot z_1 z_2 \quad (1)$$

Регресійна модель разом з обчисленими коефіцієнтами має наступний вигляд:

$$\hat{y} = 0,9615 + 0,4132x_1 + 0,6444 \cdot x_2 + 0,4667x_1x_2 + 0,1098x_1z_2 + 0,08581x_2z_1 + 0,06378z_1 + 0,1138z_2 + 0,02416z_1z_2 \quad (2)$$

Порівняння значень функції відгуку, отриманих у розрахунках та за рівнянням наведено в таблиці 1.

Таблиця 1. Порівняння функції відгуку

Номер розрахунку	D, мм	L, мм	Y, МПа	$\hat{y}_1$, МПа	$\frac{ Y - \hat{y}_1 }{Y} \cdot 100\%$
1	10	72	0,37666	0,377	0,019
2	10	92	0,55569	0,556	0,013
3	10	112	0,9037	0,904	$5,533 \cdot 10^{-3}$
4	12	72	0,42659	0,427	0,012
5	12	92	0,70292	0,703	$8,535 \cdot 10^{-3}$
6	12	112	1,3722	1,372	$1,618 \cdot 10^{-14}$
7	14	72	0,48925	0,489	0,016
8	14	92	0,94288	0,943	$8,484 \cdot 10^{-3}$
9	14	112	2,8832	2,883	$1,734 \cdot 10^{-3}$

Оскільки похибка мінімальна, то для подальших розрахунків доцільно використовувати отриману регресійну модель.

Висновки

Створено геометричну та чисельну моделі системи «кістка – протез». Проведено двохфакторний експеримент з визначення впливу розмірів ніжки протеза на значення еквівалентного напруження в губчастій кістковій тканині. Сформульовано регресійну модель для прогнозування значень еквівалентного напруження в губчастій тканині в залежності від параметрів експерименту.

Список використаних джерел

1. С. О. Гур'єв, Я. С. Кукуруз, В. А. Яловенко, В. А. Волна. Аналіз досвіду лікування вогнепальних поранень кінцівок, Екстрена медицина: від науки до практики, 2014, с. 25-32
2. Duc Quan Pham, Olha Musiienko, Oleksii Morhun, Roman Didenko. Development of a finite element model for optimization of the bone fixator design 27th International Conference on Fracture and Structural Integrity, IGF27February 21-24, 2023, Rome (Italy) & Web <https://doi.org/10.53255/IGFTUBE.IGF27.4>
3. Теорія планування експериментів: Виконання розрахунково-графічної роботи [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 131 «Прикладна механіка», спеціалізації «Технологія машинобудування» / С.М. Лапач ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,31 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 86 с.