

УДК 539.4:612.76

І.Д. Вялітов<sup>1</sup>, В.А. Іщенко<sup>2</sup>, О.А. Іщенко<sup>3</sup>, О.С. Мусієнко<sup>3</sup><sup>1</sup> - Запорізька гімназія № 45, м. Запоріжжя, Україна<sup>2</sup> - Хортицький академічний ліцей, м. Запоріжжя, Україна<sup>3</sup> - Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

## НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН ОПТИМІЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ

Імплантація, як метод відновлення тканин і органів, завжди була важливою, але зараз її значення стає все більш актуальним. Процедури імплантації являється важливим фактором у реабілітації та покращенні якості життя людей, що потребують лікування [1,2]. Одним із ключових аспектів удосконалення якості лікування є створення імплантів, які б мали меншу вагу, кращу адгезію та зберігали високу міцність. Тож оптимізація форми імплантів стає надзвичайно актуальним завданням, оскільки це дозволить забезпечити більш якісне відтворення втрачених тканин.

CAD-моделі імплантів створювались в середовищі Autodesk Inventor Student за розмірами вже існуючих ендопротезів (рис.1). А визначення такої форми імпланту було вирішено за допомогою задачі оптимізації, яка була показана авторами у роботі [3].

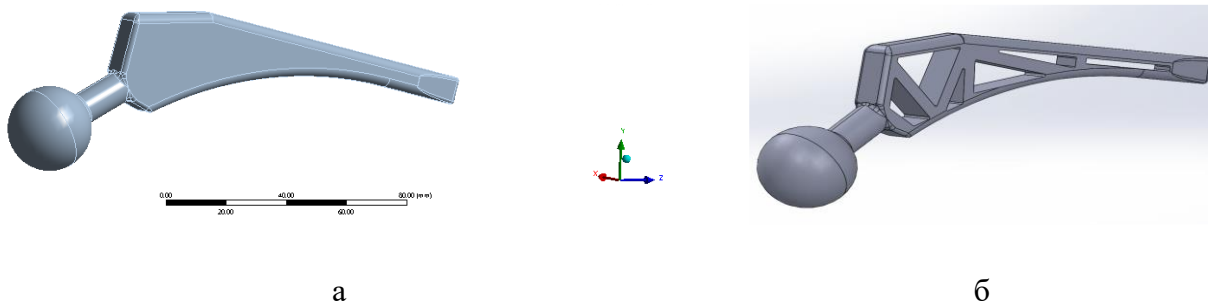


Рис. 1. 3Д модель стандартного (а) та оптимізованого (б) ендопротезів

Для порівняння нового протезу з існуючими були проведені розрахунки методом скінченних елементів в ANSYS Student їх напружено-деформованого стану при стиску. З внутрішньої бібліотеки ANSYS GRANTA були взяті основні механічні характеристики титану і записані в табл. 1.

Таблиця 1. Механічні характеристики титану з бібліотеки ANSYS GRANTA

Густина, кг/м <sup>3</sup>	Модуль Юнга (модуль пружності), МПа	Коефіцієнт Пуассона, -	Границя міцності, МПа
4429	$1,11 \cdot 10^5$	0.3387	918

Граничні умови, що були застосовані для обох імплантів при дії такого навантаження показано на рисунку 2. Таким чином проведена симуляція вже імплантованого протезу в тіло, де жорстке защемлення (без повороту та без переміщення) накладено на ніжку протезу, а на головку діє сила 1000 Н (що відповідає 100 кг ваги). Слід зазначити що для стиску сила діє вздовж тіла протезу.

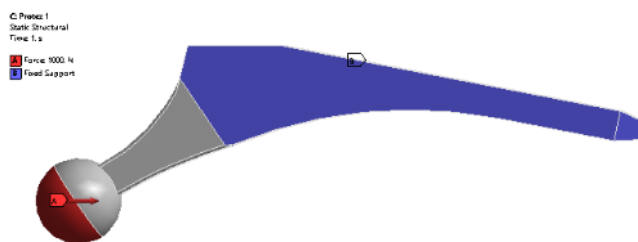


Рис. 2. Граничні умови для протезу при стиску

Пораховані переміщення та напруження за Мізесом показані на рисунку 3.

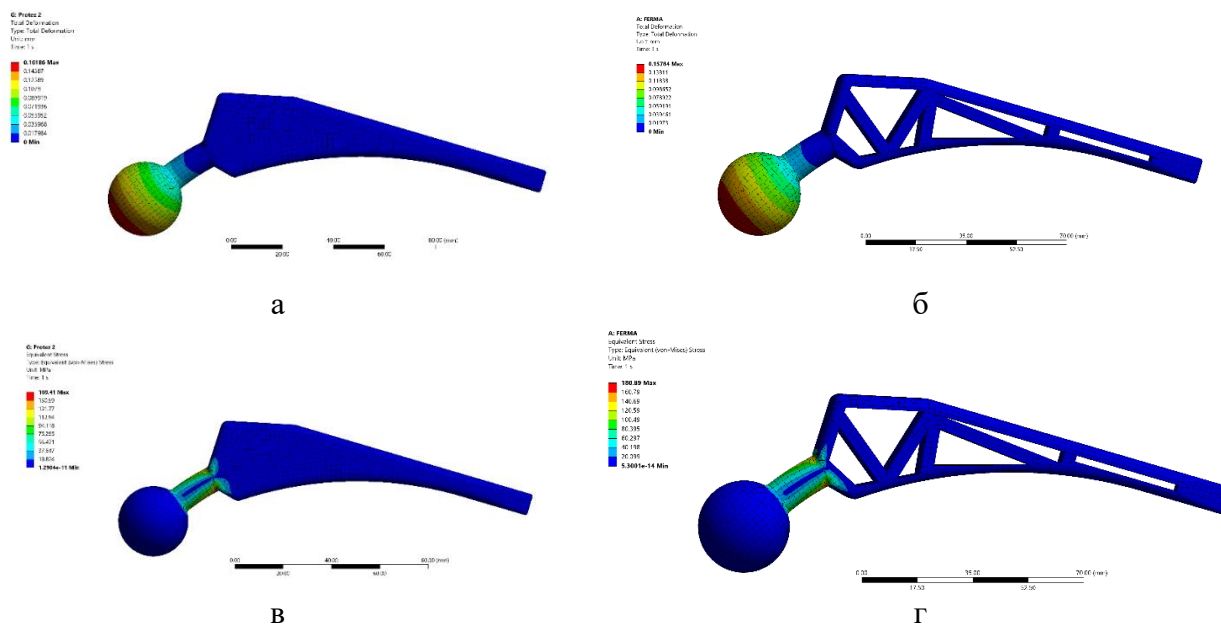


Рис. 3. Переміщення (а,б) та напруження(в,г) для стандартного та оптимізованого протезів при стиску

### Висновки

Результати розрахунків свідчать про те що така фермова конструкція в новому імпланті не сильно збільшує значення напружень та переміщень, а значить вона буде забезпечувати функціональність протезу. З іншої точки зору, це зменшує вагу імпланту мінімум на 20%, що призводить до кращого зрощення імпланту та кістки.

### Список використаних джерел

1. Протезування та штучні органи: Конспект лекцій [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 184 с.
2. Шидловський М. С. Метод оцінки біомеханічних властивостей ендопротезів тазостегнового суглобу під дією фізіологічних навантажень / М. С. Шидловський, В. К. Бондар, О.С. Мусієнко. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. – 2015. – №3. – С. 131–137. DOI: <https://doi.org/10.20535/2305-9001.2015.75.50312>
3. Іщенко В. А. Оптимізація форми кульшового імпланту / В. А. Іщенко, І. Д. Вялітов, О. А. Іщенко, О. С. Мусієнко. // X Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, молодих учених, наукових і науково-педагогічних працівників та фахівців з міжнародною участю "Сучасні проблеми експериментальної, теоретичної фізики та методики навчання фізики". – 2024. – 2 с.