

УДК 620.172.2.087.4

О.О. Суздалев¹, О.П. Заховайко¹, М.С. Шидловський¹, Д.О. Чуприна²

¹ – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського», м. Київ,

² – Науково-виробниче підприємство «НВП А-Tech», Київ.

Дослідження впливу форми поперечного перерізу циліндричного імплантату на напружено-деформований стан при крученні

На сьогодні значного поширення в медичній практиці набирає використання нових матеріалів як імплантатів для досягнення надійного остеосинтезу. Одним з таких матеріалів є полілактид (PLA) або полімолочна кислота. Цей матеріал має здатність індукувати процеси утворення кісткової тканини, а також має хорошу біосумісність із тканинами організму [1, 2]. Крім того цей матеріал є ідеальним для виготовлення імплантатів за технологією 3D-друкування. Імплантати з полілактиду сприяють формуванню навколо них кісткової тканини та вrostання її в матеріал імплантату. Завдяки сучасним технологіям 3D-друку можна виготовити імплантат будь-якої форми, що значно розширює спектр їх застосування в людському організмі.

3

Постановка задачі.

В даній роботі досліджувався вплив форми поперечного перерізу зразка циліндричного імплантату на його напружено-деформований стан в умовах чистого кручення при дії функціонального навантаження. Це один з типових видів навантаження, які можуть виникати в зоні перелому. Для порівняння були обрані три можливі форми перерізу: два типи складних перерізів, які моделюють структуру кістки людини, і у вигляді порожнистого циліндра.

Проведення досліджень.

Для того, щоб розв'язати поставлену задачу був проведений чисельний експеримент на основі програмного забезпечення FEMAP, що базується на методі скінченно-елементного моделювання [3]. Даний метод дозволяє з високою точністю визначити напружено-деформований стан досліджуваних зразків.

Розв'язання задачі включало такі етапи:

- побудова геометричної моделі зразка зі створенням скінченно-елементної сітки;

- створення розрахункової схеми шляхом моделювання навантаження та способу закріплення зразка;
- визначення напружень в перерізах зразка при заданому навантаженні.

Для розрахунків були побудовані відповідні геометричні моделі досліджуваних зразків, зображених на рис. 1.

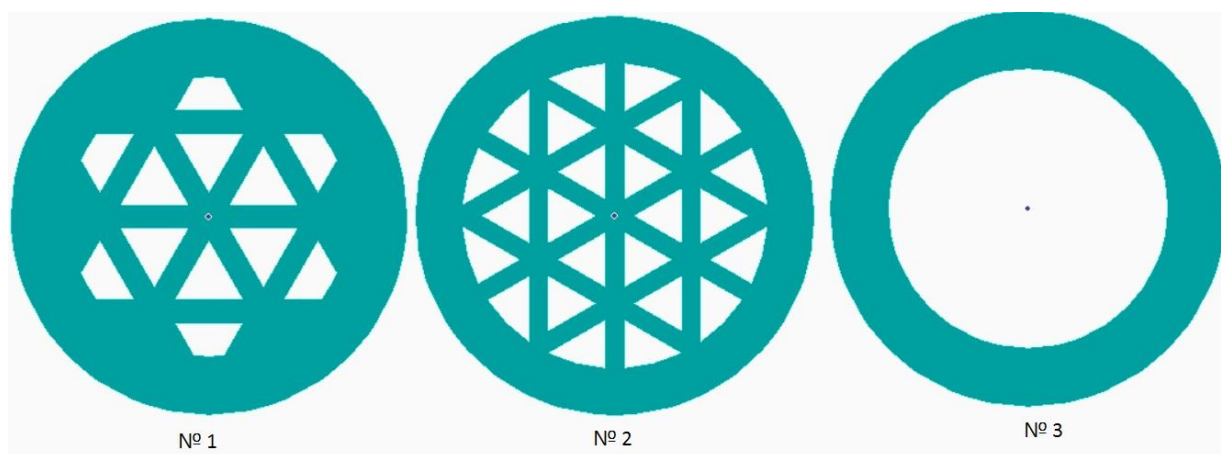


Рис. 1. Геометричні моделі досліджуваних зразків

Зображені на рис.1. перерізи за номерами 1 та 2 мають будову, схожу на структуру людської кістки. Зразок під номером 3 був призначений для порівняння результатів розрахунків напружено-деформованого стану та дослідження впливу на нього внутрішньої пористої частини перерізу імплантату. Зразки відрізнялись за розміром: зовнішній діаметр зразка №1 складав 8 мм, а зразка №2 – 10 мм.

Для створення розрахункової схеми у місці перелому прикладалась система сил вздовж зовнішнього контуру перерізу імплантату. Для прикладу на рис. 2 показана схема прикладання навантаження до зразка 1. Для отримання крутного моменту величиною 200 Н·мм, що відповідає очікуваному функціональному навантаженню в області перелому, задавалась сила величиною 50 Н для зразка №1 і 40 Н – для зразка №2. Така різниця пояснюється різними геометричними розмірами перерізів. З протилежного боку вся поверхня зразка жорстко фіксувалась, щоб відтворити реальні умови роботи імплантату. Для проведення аналізу було розроблену відповідну геометричну сітку з кількістю елементів приблизно 560000 для зразків які відтворюють

будову кістки, і приблизно 300000 елементів для зразка у формі порожнистого циліндра.

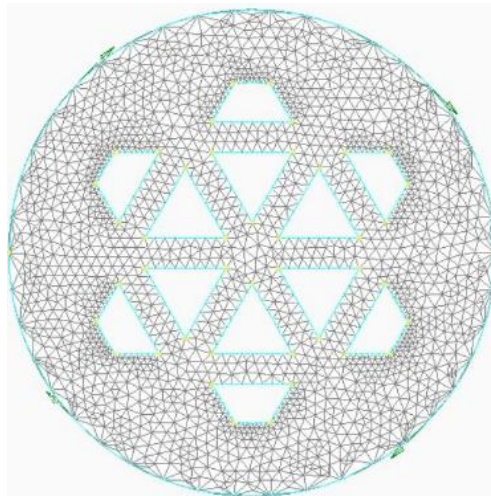


Рис.2. Розрахункова схема

Характеристики матеріалу, необхідні для розрахунку, були отримані експериментально за діаграмою розтягу циліндричних зразків, виготовлених за тією ж технологією, що й імплантати. Зокрема, модуль пружності за розтягу складав $E=1600$ МПа, коефіцієнт Пуассона $\mu=0,2$.

Для аналізу вибирались перерізи, віддалені від зони прикладання навантаження, для уникнення впливу локальних ефектів, які призводять до значно завищених результатів розрахунків напружень. Тим самим досягався рівномірний розподіл напружень по контуру перерізу зразка.

На рис. 3 і 4 приведені перерізи з розподілом напружень в них.

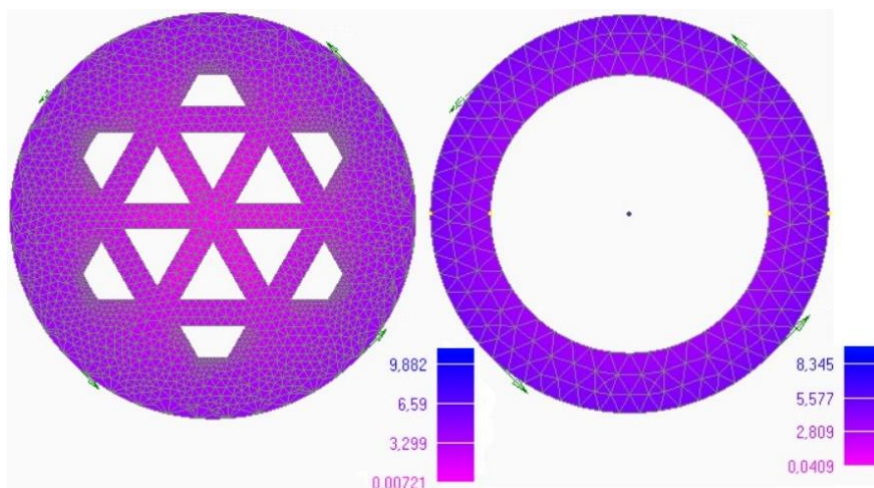


Рис. 3. Розподіл напружень в зразках зразках №1 і 3-1

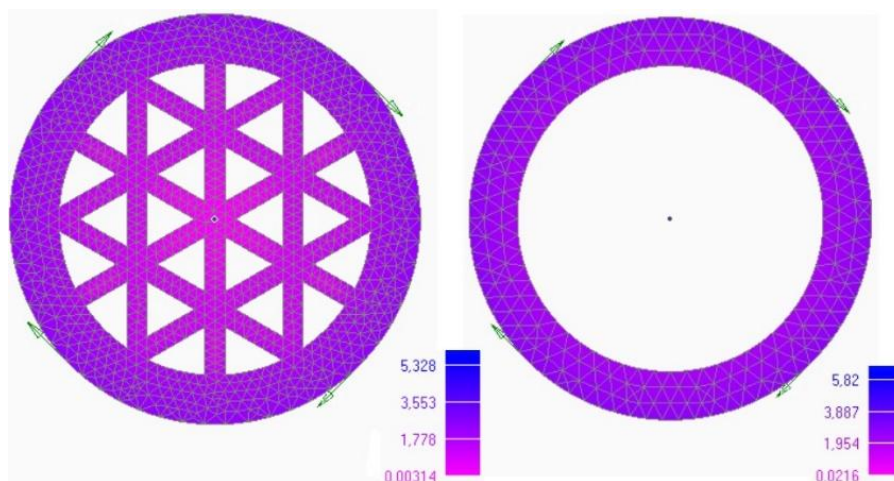


Рис. 4. Розподіл напружень в зразках зразка №2 і 3-2

Як можна судити з представлених результатів розрахунків максимальні напруження в зразку №1 складають 4,95 МПа, а в зразку №2 – 2,66 МПа. Порівняння максимальних напружень у зразках зі складним перерізом з тими, які виникають у трубчастих зразках (відповідно 4,19 МПа для зразка №3-1 і 2,92 МПа для зразка 3-2), показало, що різниця для зразка №1 складає близько 2%, а для зразка 2 – менше 1%.

6

Висновки:

1. Проведені розрахунки показали, що більший запас міцності при заданому навантаженні в умовах кручення має зразок імплантату №2 з зовнішнім діаметром 10 мм.

2. Відмінність максимальних напружень в зразках зі складним перерізом від напружень у трубчастому зразку №3 з розмірами перерізу, аналогічними до розмірів суцільної кільцевої частини зразків 1 і 2, несуттєва. Це дозволяє в подальшому при визначенні максимальних напружень в імплантатах при різних значеннях крутного моменту користуватись простими формулами опору матеріалів, не вдаючись до необхідності проведення більш точних, але складних розрахунків чисельними методами.

Список використаних джерел:

1. Малишкіна С.В., Дедух Н.В. Медико-біологічне вивчення штучних біоматеріалів для ортопедії і травматології. Ортопедія, травматологія і протезування. 2010. № 2. С. 93-100. DOI: 10.15674 / 0030-59872010293-100.

2. Радченко В.А., Дедух Н.В., Малышкина С., Бенгус Л.М. Биоразлагаемые полимеры в ортопедии и травматологии. Ортопедия, травматология и протезирование. 2006; (3): 116-124.

3 Рудаков К.М. Вступ у UGS Femap 9.3 (for Windows NT). Геометричне та скінченно-елементне моделювання конструкцій: Посібник. – К.: НТУУ "КПІ", 2009. – 282 с., іл.