

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
"КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ"**

**МЕХАНІКО-МАШИНОБУДІВНИЙ  
ІНСТИТУТ**

**КАФЕДРА ДИНАМІКИ І  
МІЦНОСТІ МАШИН ТА ОПОРУ  
МАТЕРІАЛІВ**



## **ТЕЗИ ДОПОВІДЕЙ**

загальноуніверситетської науково-технічної конференції  
молодих вчених та студентів,  
присвяченої дню Науки

**СЕКЦІЯ  
"МАШИНОБУДУВАННЯ"**

**ПІДСЕКЦІЯ  
"ДИНАМІКА І МІЦНІСТЬ МАШИН"**



**2014р**

Тези доповідей загальноуніверситетської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів, присвяченої дню Науки. Секція "Машинобудування", підсекція "Динаміка і міцність машин" / Укладач Сидоренко Ю.М. – К: НТУУ "КПІ", 2014. – 76с.

В збірці наведено тези доповідей загальноуніверситетської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів, присвяченої дню Науки (секція "Машинобудування", підсекція "Динаміка і міцність машин").

Укладач: Сидоренко Юрій Михайлович, к.т.н., доцент кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів НТУУ "КПІ"

За редакцією авторів

Підписано до друку 18.04.2014р. Формат 60x90/16.Папір офсетний. Друк – різнографія.  
Наклад 50 прим.  
НТУУ "КПІ", ММІ

---

## ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ БІОМЕХАНІКИ ПЕРЕДНЬОЇ ЧЕРЕВНОЇ СТІНКИ ЛЮДИНИ З ІМПЛАНТАТАМИ

Відновлення пошкоджених тканин передньої черевної стінки (ЧС) людини, внаслідок ушкодження (розривів біологічних тканин апоневрозу з утворенням грижі) є доволі актуальною проблемою хірургії черевної порожнини. Одним з методів лікування ЧС, є застосування імплантатів у вигляді полімерних сітчастих плівок для відновлення функціональних властивостей ушкоджених тканин частини апоневрозу, які разом з іншими структурними елементами ЧС забезпечують можливість витримувати внутрішньо черевний тиск людини в нормі  $p < 12$  мм рт.ст та при патологіях  $p \geq 12$  мм рт. ст, що ранжований за даними міжнародної організації WSACS [1] 4-ма інтервалами (1-й – 12...15 мм рт. ст; 2-й. – 16...20 мм рт. ст.; 3-й. – 21...25 мм рт. ст; 4-й - > 25 мм рт. ст.). Сітчасті плівки вироблені із синтетичних біоінертних матеріалів, який з часом розчіплюються в організмі людини, а функції необхідної пружної еластичності, які вони виконували, переходять до відновлених тканин апоневрозу. Прикладами таких матеріалів є: есфіл стандарт, пролен, ультрапро, укрмедтех та інші. В залежності від місця ушкодження тканин апоневрозу ЧС, існують відповідні конструктивно-технологічні варіанти накладення сітчастого імплантата, які представлені на рис. 1.

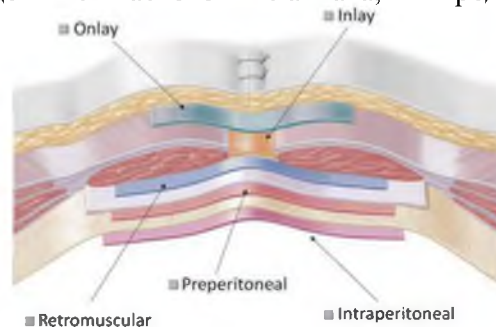


Рис. 1. Види розташування імплантатів у тканинах ЧС (*Onlay* - на поверхні м'язів, *Inlay* - між м'язів, *Retromuscular* - по за м'язів, *Preperitoneal* - перед брюшиною, *Intraperitoneal* - поза брюшиною)

**Мета дослідження.** В залежності від виду дефекту ЧС, його розмірів, локалізації, способу пластики передньої черевної стінки (вид закриття дефекту) та типу сітчастого імплантату, дослідити: - лінійні і кутові переміщення м'язів передньої черевної стінки, ступінь їх деформації в залежності від напруження (натягу) та часу; - зміну жорсткості тканин ЧС після виконання алопластики (застосування різновидів сітчастих імплантатів).

**Результати досліджень.** Фізична модель задачі орієнтована на вирішення конкретних завдань дослідження напружено-деформованого стану (НДС) біомеханічної системи (БС) і оцінки жорсткості та міцності тканин її структурних елементів після відновлення функціональних характеристик ЧС для типових умов її силового навантаження.

Важливий фактор, який необхідно враховувати при імітаційному моделюванні НДС об'єктів з біологічними матеріалами при функціональних навантаженнях, це біомеханічна складність як самого об'єкта моделювання, багатозарової неоднорідної структури ЧС з різними біомеханічними характеристиками і типами деформування, що залежать від біологічного стану тканин в живому організмі, так і суттєва мала

вивченість, в порівнянні з металами основних біомеханічних характеристик тканин ЧС людини.

Для побудови двовимірних імітаційних геометричних моделей біологічних об'єктів ЧС, застосовано інформаційні технології автоматизованого проектування, які полягають у використанні САД-систем геометричного моделювання. Створення геометричної моделі передньої черевної стінки відбувається за анатомічними даними кожного типу біологічних тканин, згідно даних медичних посібників. Двовимірні імітаційні геометричні моделі 3-х типових біомеханічних систем "імплантат – апоневроз" створено в системі Ansys WB v.12.5.

Типові функціональні навантаження БС створюють значні деформації тканин ЧС. Для відтворення функціональних навантажень БС (внутрішньо черевний тиск), використовувалась модель розподіленого статичного навантаження, що прикладене до внутрішньої стінки черевної порожнини.

Розрахункова модель НДС ЧС людини в нормі розглядалася як багатошарова м'яка оболонка, на прикладі [2]. Перший шар - шкіра: товщина  $h_1 = 5$  мм з модулем пружності  $E_1 = 0.932$  МПа, другий - підшкірний жировий прошарок: товщина  $h_2 = 5$  мм з модулем пружності  $E_2 = 0.1$  МПа, третій шар - м'язово-апоневротичний: товщина апоневрозу  $h_3 = 6 - 18$  мм з модулем пружності  $E_3 = 744.4$  МПа, товщина прямого м'язу  $h_4 = 14$  мм з модулем пружності  $E_4 = 0.073$  МПа, четвертий шар - брюшина: товщина  $h_1 = 1$  мм з модулем пружності  $E_1 = 0.932$  МПа. Коефіцієнт Пуассон, для всіх шарів, прийнято однаковий і рівний  $\nu = 0.49$ . Жорсткість шарів ЧС визначена в наступних частках: перший шар - 20%, другий шар - 3%, третій шар - 70% і четвертий шар - 7%.

В чисельних експериментах по визначенню характеристик граничного НДС ЧС використана система інженерного аналізу ANSYS WB v.12.5, модуль Static Structural. Результати досліджень розподілу напружень та деформацій в БС приведені для структурних елементів імітаційної моделі БС ЧС в нормі та з імплантатами ушкоджених тканин при статичному силовому навантаженні внутрішньої стінки.

#### **Література:**

1. Панова Н.Г., Онегин М.А. Влияние измерения внутрибрюшного давления на прогнозирование течения заболевания у больных с острой кишечной непроходимостью // *Фундаментальные исследования*. – 2007. – № 10. – С.120-121.
2. Кузин А.А., Кузин Р.А., Хакимов А.Г. Моделирование напряженно-деформированного состояния грыжи // *Математическая биология и биоинформатика*. – 2008. – Том 3, №2. – С.79-84.

УДК 519.6

Добронравов О.А., студ.; Рудаков К.М., д.т.н., проф.

### **ПРО ЧИСЕЛЬНЕ МОДЕЛЮВАННЯ БОЛТОВИХ З'ЄДНАНЬ З ПКМ В ТРИВИМІРНІЙ КОНТАКТНІЙ ПОСТАНОВЦІ**

Як відомо, основними видами з'єднань, що використовуються в авіації є болтові та заклепкові. Втім, поширення використання композиційних матеріалів створює ряд проблем, наприклад, відсутність універсального методичного апарату для вирішення проблем визначення НДС болтових з'єднань з ПКМ, оцінки їх втомної міцності та довговічності.