

УДК 519.6:539.3:612.7:616.001

Кришчук М.Г.¹, Лисенко Р.Б.²

1. - Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут» КПІ, м. Київ, Україна

2. - Вищий державний навчальний заклад України «Українська медична стоматологічна академія», м. Полтава, Україна

БИОМЕХАНИКА ПЕРЕДНЬОЇ ЧЕРЕВНОЇ СТІНКИ ЛЮДИНИ З ІМПЛАНТАТАМИ ПРИ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ НАВАНТАЖЕННЯХ

Kryshchuk N.G.¹, Lysenko R.B.²

1. - National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine (krys@ukr.net)

2. - Higher medical educational institution of Ukraine «Ukrainian medical stomatological academy», Poltava, Ukraine

BIOMECHANICS OF THE ANTERIOR ABDOMINAL WALL MAN WITH IMPLANTS WITH FUNCTIONAL LOAD

Проведено дослідження структурної організації біомеханічної системи черевної стінки людини з пошкодженими м'язово-аповневротичними біологічними тканинами. Дано оцінку її несучої спроможності при функціональному силовому навантаженні надлишковим черевним тиском тканин стінки в нормі і для випадку відновлення ушкоджених тканин апоневрозу методом алопластики. Створена адекватна аналітична імітаційна модель циліндричного фрагменту тонкостінної неоднорідної оболонки з еквівалентними жорсткісними параметрами однорідного шару ізотропного матеріалу та скінченно-елементна модель плоского прототипу – аналога з характеристиками трансверсально-ізотропного матеріалу. Практичне застосування розроблених методик розрахунку проведено для визначення залежності черевного тиску та допустимих напружень апоневрозу від радіусу сферичного сегменту циліндричної оболонки для трьох випадків біомеханічного стану черевної стінки у нормі, з пошкодженнями, після алопластики сітчастими імплантатами.

Ключові слова: біомеханіка, черевна стінка людини, жорсткісні характеристики, ортотропні механічні властивості, біологічні тканини, апоневроз, черевний тиск, сітчастий імплантат, пошкодження, тонкостінна неоднорідна оболонка, несуча здатність, скінченно-елементна модель, функціональні навантаження, напружено-деформований стан

Вступ. Відновлення функціональності неоднорідної багат шарової передньої черевної стінки (ЧС) людини з ушкодженими біологічними тканинами є актуальною проблемою біомеханіки ЧС і сьогодні [1]. Пошкодження ЧС зумовлені розривами тканин апоневрозу та м'язів при різноманітних клінічних випадках патології та надлишкових деформацій при силових навантаженнях. Не зважаючи на велику кількість існуючих методів хірургічного лікування ЧС з ушкодженими тканинами даного типу, існує досить велика вірогідність виникнення вторинних деформацій тканин ЧС та утворення грижі. Саме тому, щороку розроблюються нові більш ефективні методики лікування грижі ЧС людини, одним з яких є метод з використанням сітчастих біоінертних імплантатів [2].

Біомеханічний стан м'язово-аповневротичних тканин змінюється при наявності імплантатів, збільшуються зусилля на інші тканини ЧС (шкіру, фасцію, очеревину) та м'язи-антагоністи. Зміна їх напружено-деформованого стану (НДС) при силових функціональних навантаженнях надлишковим черевним тиском призводить до процесів перебудови тканин ЧС. За останні роки створено певну інформаційну базу даних експериментальних досліджень біологічних тканин ЧС [3-6]. Кількість наукових публікацій по застосуванню методів імітаційного моделювання НДС ЧС досить обмежена [5].

Мета роботи - дослідження структурної організації та оцінка несучої здатності біомеханічної системи ЧС людини з ушкодженими м'язово-аповневротичними біологічними тканинами при функціональному силовому навантаженні та наявності штучних імплантатів для відновлення ушкоджень черевної стінки.

Матеріали і методи досліджень. Структурна будова ЧС людини, являє собою багат шарову оболонку складної форми (рис.1), яка включає: 1.Шкіру (епідерміс) - зовнішній шар ЧС людини; 2.Жирову клітковину (підшкірний жир); 3.Прямі м'язи; 4.Зовнішні косі м'язи; 5.Внутрішні косі м'язи; 6. Поперечні м'язи; 7.Апоневроз (сухожильна тканина, яка окутує м'язи ЧС); 8.Брюшина (внутрішній шар, який утримує в собі внутрішні органи людини).

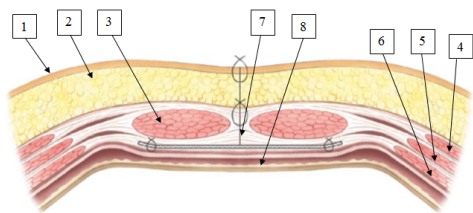


Рис. 1. Схема розташування біологічних тканин в плоскому перетині ЧС людини

ушкодження і обирається хірургом для кожного типу будови структур ЧС людини.

Біомеханічні властивості біологічних тканин та топологічні дані про структуру будови плоского перетину ЧС людини представлені у таблиці 1 середньостатистичними величинами для приведених товщин шарів, ортотропних та ізотропних пружних характеристик та границь міцності однорідних матеріалів [6].

Для випадку ушкоджень апоневрозу ЧС розглядали типовий метод хірургічної ліквідації пупкової грижі з використанням сітчастих імплантатів, які виконані із синтетичного біоінертного матеріалу, який з часом розчиняється в організмі людини.

В залежності від типу ушкодження даних тканин ЧС (рис. 2) існує п'ять типових топологічних варіантів накладання сітчастого імплантату, а саме: Onlay - на апоневроз, Inlay - у край апоневрозу, Retromuscular - під апоневроз, Preperitoneal - на брюшину, Intraperitoneal - під брюшину. Геометричні розміри сітчастих імплантатів залежать від типу

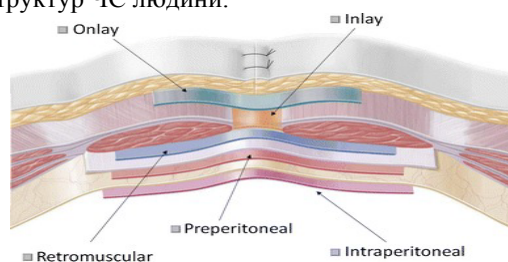


Рис. 2. Види розташування імплантатів у ЧС людини

Таблиця 1.

Біомеханічні властивості та топологічні характеристики шарів плоского перетину ЧС

	E_x , МПа	E_y , МПа	E_z , МПа	ν_{xy}	ν_{yz}	ν_{zx}	σ_B , МПа	h , мм
Прямий м'яз	0.932	0.932	-	0.490	0.490	0.490	38.0	14.0
Апоневроз	10.000	10.000	5.000	0.495	0.495	0.495	4.5	6.0-18.0
Сітчастий імплантат	7.350	7.350	9.280	0.490	0.490	0.490	9.0/6.1	0.5
Шкіра	0.932	0.932	-	0.480	0.480	0.480	-	5.0
Брюшина	0.073	0.073	-	0.480	0.480	0.480	-	1.0
Жирова клітковина	0.100	0.100	-	0.480	0.480	0.480	-	5.0

Сітчасті імплантати ЧС виготовлені з синтетичних біоінертних матеріалів (поліпропілен, поліпропілен та монокріл, тефлон, поліестер) та мають чарункову будову. В залежності від типу обраного імплантату розмір чарунок варіюється у діапазоні від 1 до 4 мм. За своїми механічними властивостями, імплантати мають як ізотропні, так і ортотропні характеристики, в залежності від матеріалу виготовлення та типу в'язання чарунок.

Для біомеханічних досліджень моделі ЧС з ушкодженнями апоневрозу був обраний сітчастий імплантат "Есфіл стандарт" [2,7], що виготовлений з поліпропілену та має ортотропні еластичні властивості, діаметр нитки - 0.12 мм, товщина сітки - 0.5 мм, розмір чарунок - 1-1.2 мм, поверхнева щільність - 78 г/м^2 , відносне видовження вздовж стовпчика - 97%, вздовж рядка - 83% чарунки, розривне навантаження вздовж стовпчика - 225 Н, вздовж рядка - 305 Н (значення відносного видовження та розривного навантаження, отримані для зразка розміром 100 x 50 мм).

Внутрішньо черевний тиск, є основним функціональним навантаженням, якому піддається ЧС людини. Він представляє собою рівномірно розподілене по внутрішній поверхні ЧС силове навантаження. За даними Всесвітнього Суспільства Абдомінального Компартмент Синдрому (WSACS), значення внутрішньо черевного тиску людини у нормі не перевищує 12 мм. рт. ст., що дорівнює 0.0016 МПа у системі СІ [8]. У випадку пошкодження тканин ЧС, відбувається зростання значення внутрішньо черевного тиску в залежності від ступені їх руйнування: 1 ст. 12-15 мм. рт. ст., 2 ст. 16-20 мм. рт. ст., 3 ст. 21-25 мм. рт. ст., 4 ст. > 25 мм. рт. ст. На величину внутрішньо черевного тиску впливає стан м'язів ЧС та стан кишечника, який може бути як порожній, так і заповнений.

Оцінку несучої спроможності ЧС людини проводили методами математичного моделювання для трьох типових біомеханічних станів: у нормі, з пошкодженнями апоневрозу (грижа) та після відновлення за допомогою методу встановлення імплантату (Onlay, рис.2) на апоневроз. Для розроблених аналітичної та чисельної імітаційних моделей пружного напружено-деформованого стану ЧС ввели ряд гіпотез та спрощень.

Аналітичну модель ЧС людини, представили у вигляді сферичного сегмента неоднорідної багат шарової циліндричної тонкостінної оболонки (рис. 3а) радіуса R , товщиною h з приведеними геометричними та жорсткісними характеристиками. Розглядали форми статичної рівноваги імітаційної моделі ЧС та фізіологічні сили навантаження об'єкту дослідження. Кожен шар моделі має власні біомеханічні властивості (табл.1) та геометричні розміри (рис. 3б). Останні обрані на основі середньостатистичних літературних даних. Силowe навантаження моделі ЧС задавали на внутрішній стінці ЧС надлишковим тиском $p = 0.00133$ МПа (10 мм. рт. ст.).

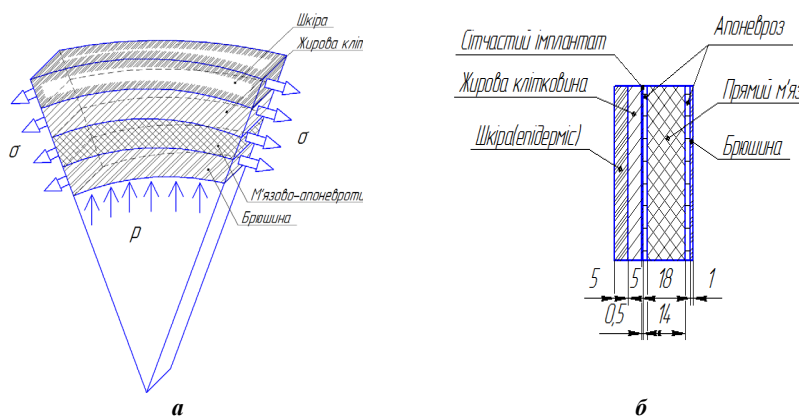


Рис.3. Фізична модель ЧС людини (а) та геометричні розміри плоского перетину ЧС (б)

Чисельні розрахунки еквівалентних геометричних та жорсткісних параметрів циліндричної тонкостінної оболонки з товщиною стінки h та модулем пружності ізотропного матеріалу – E проводили за формулою

$$Eh = \sum_{i=1}^{n=6} E_i h_i \quad (1)$$

де E_i та h_i позначено відповідні параметри кожного i -го шару ЧС з однорідними біомеханічними характеристиками.

Статичну рівновагу тонкостінної циліндричної оболонки визначали за допомогою рівняння Лапласа [9]

$$\frac{N_1}{\rho_1} + \frac{N_2}{\rho_2} = p \quad (2)$$

$$N_1 = \sigma h H; \quad N_2 = \sigma h H; \quad H = 1; \quad \rho_1 = R; \quad \rho_2 = \infty. \quad (3)$$

З урахуванням (3) величину напружень матеріалу оболонки такого типу під тиском p представили співвідношенням

$$\sigma = \frac{pR}{h} \quad (4)$$

В еластичному за фізичним походженням пружному матеріалі сферичного сегменту циліндричної оболонки ЧС довжиною H_0 , який піддається сильному розтягу, зростання напружень супроводжується значним видовженням матеріалу біологічних тканин у напрямку прикладених зусиль, а також зменшенням товщини оболонки h . Рахували, що при однорідній деформації об'єм оболонки змінюється мало відносно параметрів недеформованого стану тіла позначених індексом "0":

$$2\pi R H h \cong 2\pi R_0 H_0 h_0 \quad (5)$$

З урахуванням (5) співвідношення (4) для визначення напружень матеріалу оболонки мають вигляд:

$$\sigma = \frac{pR^2 H}{R_0 H_0 h_0} \quad (6)$$

Для двохвісьового розтягу ($\varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \varepsilon$) матеріалу тонкостінної оболонки (нормальним напруженням нехтуємо, оскільки воно не суттєве) відомо, що рівняння зв'язку напружень та деформацій за законом Гука має вигляд

$$\sigma = \frac{E\varepsilon}{1-\mu} \quad (7)$$

де $\varepsilon = R/(R_0 - 1)$ - відносне видовження матеріалу оболонки, μ - коефіцієнт Пуассона.

Прирівнюючи вирази (7) та (6), тиск в оболонці визначали за нелінійним рівнянням зв'язку між p та R при умові, що $H \approx H_0$

$$p(R) = \frac{ER_0h_0}{1-\mu} \left(\frac{1}{R^2} - \frac{R_0}{R^3} \right) \quad (8)$$

Для побудови імітаційної моделі НДС ЧС величини товщин її структурних шарів (рис. 3) були взяті за типовими емпіричними даними дорослої людини: шкіра - 5 мм, жирова клітковина - 5 мм, апоневроз - 6-18 мм, прямі м'язи - 14 мм (після виконання розрахунку з реальних розмірів), брюшина - 1 мм, сітчастий імплантат (Есфіл стандарт/поліпропілен) - 0.5 мм. Радіус кривизни оболонки ЧС в недеформованому стані - $R_0 = 90$ мм. Величини коефіцієнтів Пуассона для кожного шару ЧС наведено в таблиці 1, а модуль пружності уточнені: шкіра - 0.932 МПа, жирова клітковина - 0.1 МПа, апоневроз - 10 МПа, прямі м'язи - 0.932 МПа, брюшина - 0.073 МПа, сітчастий імплантат - 7.35 МПа.

Оцінку несучої спроможності шарів ЧС проводили з використанням вищенаведених чисельних даних імітаційної моделі ЧС за формулою

$$\phi = \frac{E_{ш}h_{ш}}{\sum_{i=1}^n E_i h_i} \times 100\% \quad (9)$$

Результати розрахунків представили у вигляді гістограми, що приведена на рис.4.

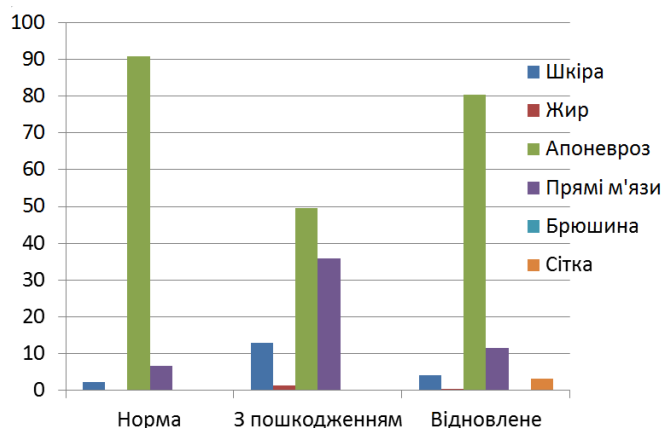


Рис. 4. Гістограма несучої здатності шарів ЧС людини

За характеристиками функцій розподілу відносних величин несучої спроможності шарів біомеханічної системи ЧС, у функціональному стані ("норма", рис. 4) апоневротичний шар ЧС є домінуючим зі складовою величин жорсткісних характеристик опору деформаціям 90.8%. Після його ушкоджень зазначеного типу несуча спроможність даного шару знижується до 49,6%, тобто майже в два рази. В той час, як частка несучої спроможності прямих м'язів підвищується з 6.6% до 36.0%. За рахунок алопластики, несучу спроможність апоневрозу, можна відновити до 80.4%, що, майже, на 40.0% вище від аналогічної величини "з пошкодженням". За гіпотезою «слабкої ланки» можна стверджувати, що несуча спроможність багат шарової оболонки біологічних тканин ЧС людини в основному визначається біомеханічним станом тканин апоневрозу.

На основі чисельних розрахунків в системі Mathcad 14.0 за аналітичними формулами (6-8) отримані величини критичного тиску P_{cr} , побудовані графіки залежності надлишкового тиску від радіусу сферичного сегменту циліндричної оболонки, графіки розподілу напружень $\sigma(R)$ для трьох випадків біомеханічного стану ЧС: - у нормі, - з пошкодженнями апоневрозу, - після відновлення (алопластики). Результати чисельного експерименту представили графічно на рис. 5, 6.

Значення критичного тиску для різних типів біомеханічного стану ЧС визначали як екстремум функції $P(R)$. Встановили, що для моделі ЧС в нормі він складає 0.306 МПа, а при пошкодженнях апоневрозу величина критичного тиску зменшується майже на порядок та досягає 0.045 МПа. При відновленні несучої спроможності біомеханічної системи ЧС із застосуванням імплантату граничний тиск складає 0.161 МПа.

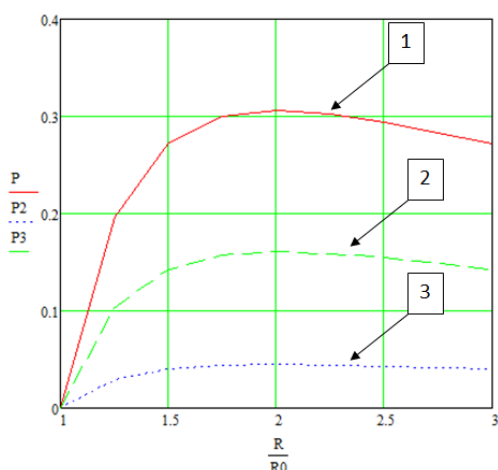


Рис. 5 Графік залежності тиску P , МПа від радіусу R , мм оболонки ЧС у деформованому стані: 1 – норма, 2 – відновлене, 3 – з пошкодженням

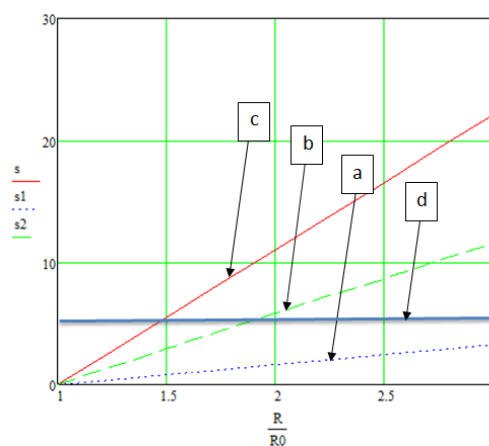


Рис. 6. Графік залежності напружень s , МПа від радіусу R , мм оболонки ЧС у деформованому стані: а – норма, б – відновлене, с – з пошкодженням, д – границя міцності апоневрозу

Допустимі величини напружень для трьох випадків біомеханічного стану імітаційної моделі НДС оболонки ЧС визначали за мінімальними величинами експериментальних значень границі міцності апоневрозу $\sigma_d = 4.5$ МПа [3]. Згідно з розрахунками екстремальні напруження, які приводять до руйнування оболонки ЧС можуть бути досягнуті: - при видовженні біологічних тканин з апоневрозом в нормі ($R \geq R_0$), - при сумісних деформаціях біологічних тканин апоневрозу та імплантату ($R = 1.9R_0$), - при силовому навантаженні біомеханічної системи з ушкодженнями апоневрозу $R = 1.4R_0$.

Для оцінки величин концентрації напружень в біомеханічній системі ЧС при функціональному навантаженні та ушкодженнями апоневрозу, представлено у вигляді еліптичного отвору розроблено імітаційні моделі пружного НДС плоского перетину ЧС одиничної товщини (рис.7а). Геометричні розміри та фізико-механічні властивості біологічних тканин імітаційних моделей приведені у таблиці 1. Силове навантаження задано на внутрішній поверхні брюшини розподіленим надлишковим тиском 0,00133 МПа. Кінематичні обмеження введени на бокових поверхнях моделі (рис.7а). Чисельний експеримент із застосуванням методу скінченних елементів [10] проведено в системі інженерного аналізу ANSYS WB 12.1, ліцензія ДКБ «Південне» [11] з урахуванням великих вузлових переміщень моделі НДС ЧС при деформуванні. Типовий розподіл еквівалентних за Мізесом напружень в імітаційних моделях НДС ЧС з пошкодженням апоневрозу та біологічних тканин ЧС в нормі при силовому навантаженні брюшини представлено відповідно на рис. 7б та 7в. У порівнянні з величинами у нормі, напруження у ЧС з пошкодженням апоневрозу зросли у шість разів, а деформації у два рази. Уточнення в два рази дискретних моделей НДС ЧС зі скінченними елементами типу Solid способом h-оптимізації встановленого співвідношення даних параметрів практично не змінило.

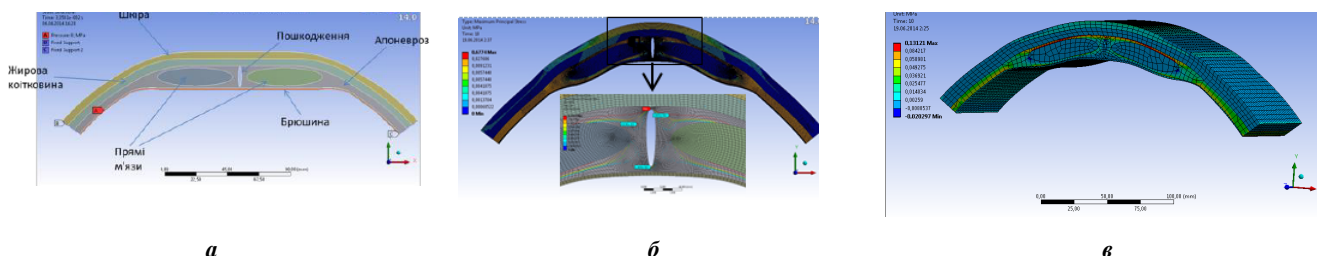


Рис. 7. Структура біологічних тканин плоского перетину ЧС (а) та поля еківалентних за Мізесом напружень в імітаційних моделях НДС ЧС з пошкодженням апоневрозу (б) та біологічних тканин ЧС в нормі (в)

Висновки

1. Проведено дослідження структурної організації та біомеханіки передньої черевної стінки (ЧС) людини з ушкодженими м'язово-аповневротичними біологічними тканинами при функціональному силовому навантаженні та наявності штучних імплантатів для відновлення її функціональності.
2. Для дослідження несучої здатності біомеханічних систем даного типу, що мають складний профіль структур біологічних тканин та їх пошкодження (розриви) створена адекватна аналітична імітаційна модель циліндричного фрагменту тонкостінної неоднорідної оболонки з еквівалентними жорсткісними параметрами однорідного шару ізотропного матеріалу та скінченно-елементна модель плоского прототипу – аналога з характеристиками трансверсально-ізотропного матеріалу.
3. Апробація розробленої методики розрахунку залежності надлишкового черевного тиску та допустимих напружень апоневрозу від радіусу сферичного сегменту циліндричної оболонки проведена для трьох випадків біомеханічного стану ЧС людини: - у нормі, - з пошкодженнями апоневрозу (приклад грижі), - після відновлення (алопластики) проведена в системі Mathcad 14.0.
4. За даними чисельного експерименту, що проведений у системі інженерного аналізу ANSYS WB 12.1 з використанням скінченно-елементної моделі плоского прототипу – аналога ЧС, концентрація еквівалентних за Мізесом напружень в зоні пошкодження апоневрозу у порівнянні з величинами у нормі зростає у шість разів, а деформації у два рази.
5. За гіпотезою «слабкої ланки» можна стверджувати, що несуча спроможність багатошарової оболонки біологічних тканин черевної стінки людини в основному визначається біомеханічним станом тканин апоневрозу.
6. Апоневроз людини є складною механічною системою, що зберігає лінійну залежність між напруженнями і деформаціями в області нормальних фізіологічних і допустимих патологічних значень відносної деформації до 5%.
7. При відносній деформації $\epsilon > 5\%$ біологічних тканин ЧС визначення напружень для апоневрозу можливе із застосуванням методів нелінійної теорії пружності та моделей гіперпружних матеріалів.
8. Використання сітчастих імплантатів методом алопластики дає змогу відновити несучу здатність пошкоджених тканин апоневрозу черевної стінки людини та дозволяє зменшити вірогідність утворення післяопераційних вентральних гриж.

Анотація. Проведено дослідження структурної організації біомеханічної системи брюшної стінки людини з пошкодженими м'язово-аповневротичними біологічними тканинами. Дана оцінка її несучої здатності при функціональній силовій нарузці надлишковим тиском тканин в нормі і для випадку відновлення пошкодженої брюшної стінки методом алопластики. Створена адекватна аналітична імітаційна модель циліндричного фрагменту тонкостінної неоднорідної оболонки з еквівалентними жорсткісними параметрами однорідного шару ізотропного матеріалу та скінченно-елементна модель плоского прототипу - аналога з характеристиками трансверсально-ізотропного матеріалу. Практичне застосування розроблених методик розрахунку проведено для визначення залежності брюшного тиску і допустимих напружень апоневрозу від радіусу сферичного сегменту циліндричної оболонки для трьох випадків біомеханічного стану брюшної стінки в нормі, з пошкодженнями, після алопластики сітчастими імплантатами.

Ключевые слова: біомеханіка, брюшна стінка людини, Жорсткісні характеристики, ортотропні механічні властивості, біологічні тканини, апоневроз, брюшне тиску, сітчастий імплантат, пошкодження, тонкостінна неоднорідна оболонка, несуча здатність, скінченно-елементна модель, функціональні нарузки, напружено-деформоване стан

Abstract. The study of the structural organization of the biomechanical system of the abdominal wall with damaged human muscular-aponevrotic biological tissues. The estimation of its load-bearing capacity in functional power load pressurized tissues in normal and in the case of damage repair of the abdominal wall by alloplasty. An adequate analytical simulation model of a thin-walled cylindrical fragment inhomogeneous shell with equivalent stiffness parameters of a homogeneous isotropic material layer and the finite element model of the prototype flat - an analogue of the characteristics of a transversely isotropic material. Practical application of the method of calculation carried out to determine the relationship of abdominal pressure and allowable stresses of the aponeurosis of the radius of the spherical segment of a cylindrical shell for three cases of the biomechanical state of the abdominal wall in the norm, with injuries, after alloplasty by mesh implants. Using finite-element model of the prototype flat - an analogue of the abdominal wall revealed that concentration by Mises equivalent stresses in the zone of damage aponeurosis compared with values in normal growing six times and strain twice. Bearing capacity multilayer membrane biological tissues of the abdominal wall is mainly determined person as biomechanical tissue aponeurosis.

Keywords: biomechanics, human abdominal wall, the stiffness characteristics of orthotropic mechanical properties of biological tissue, aponeurosis, abdominal pressure, mesh implant, injury, heterogeneous thin-walled shell, the bearing capacity of the finite-element model, functional loading, the stress-strain state

Бібліографічний список використаної літератури

1. Егиев В.Н. Современное состояние и перспективы герниологии / Егиев В.Н. // Герниология.-2006.-№2.-С. 5-10.
2. Фелештинський Я.П. Післяопераційні вентральні грижі / Фелештинський Я.П. – Київ, 2012. – 200 с.
3. Цаплин С.Н. Биомеханика передней брюшной стенки, выбор оптимального операционного доступа и техники закрытия лапаротомной раны: автореф. дис. на соиск. ученой степени канд. мед.наук.: спец. 14.01.17 – “Хирургия” / С.Н. Цаплин / – М., 2011. – 24с.
4. Федоров А. Е. Моделирование поведения кожи человека при больших деформациях / А. Е. Федоров, А. А. Адамов // Российский журнал биомеханики. – 2007. – Т. 11, № 1. – С. 76–83.
5. Бага Д.К. Биомеханические свойства ткани белой линии живота, компьютерное моделирование в герниологии / С.М. Лазарев, П.И. Бегун, Д.К. Бага, Е.А. Лебедева // Актуальные вопросы герниологии : материалы 5-й междунар. конф. – М., 2006. – С. 54–55.
6. Пашковин Т. Н. Механические характеристики мягких биологических тканей / Т. Н. Пашковин, А. П. Сарвазян // Биомеханика. – 2003. – № 3. – С. 105–115.
7. Жуковский В.А. Полимерные эндопротезы для герниопластики / Жуковский В.А. - СПб.: Эскулап, 2011. – 114 с.
8. Казаков В.А. Абдоминальный компартмент синдром у пациентов с травмой живота и острой хирургической патологией (Обзор литературы) / Казаков В.А., Апарцин К.А. // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН, 2006, №5 (51), с.308-314.
9. Писаренко Г.С. Справочник по сопротивлению материалов / Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В.; 2-е изд., перераб. и доп. – Киев: Наукова думка, 1988. – 736 с.
10. Батэ Н. Численные методы анализа и метод конечных элементов / Н. Батэ, Е.Вилсон // – М.: Стройиздат, 1982. – 447с.
11. ANSYS Workbench User's Guide, Release 12.1

References

1. Egiev V.N. Sovremennoe sostojanie i perspektivy gerniologii. Gerniologija- Herniology, 2006, no. 2, pp. 5-10.
2. Feleshtins'kij Ja.P. Pisljaoperacijni ventral'ni grizhi [Postoperative ventral hernias]. Kiev, 2012. 200 p.
3. Tsaplin S.N. Biomehanika perednej brjushnoj stenki, vybor optimal'nogo operacionnogo dostupa i tehnik zakrytija laparotomnoj rany: avtoref. dis. na soisk. uchenoj stepeni kand. med. nauk. Spec. 14.01.17 “Hirurgija”. Moscow, 2011. 24 p.
4. Fedorov A. E., Adamov A.A. Rossijskij zhurnal biomehaniki- Russian Journal of Biomechanics, 2007, Vol. 11, no. 1. pp. 76–83.
5. Lazarev S.M., Begun P.I., Baga D.K., Lebedeva E.A. Materialy 5 mezhdunarodnoy konferencii “Aktual'nye voprosy gerniologii” (Materials of the 5th Intern. conf. “Actual questions herniology”). Moscow, 2006, pp. 54–55.
6. Pashkovin T. N., Sarvazjan A. P. Biomehanika- Biomechanics, 2003, no. 3, pp. 105–115.
7. Zhukovskij V.A. Polimernye jendoprotezy dlja gernioplastiki [Polymer implants for hernia repair]. Sankt Petersburg, Jeskulap, 2011. 114 p.
8. Kazakov V.A. Abdominal'nyj kompartment sindrom u pacientov s travmoj zhivota i ostroj hirurgicheskoj patologiej (Obzor literatury) / Kazakov V.A., Aparcin K.A. // Bjulleten' VSNC SO RAMN, 2006, №5 (51), s.308-314.
9. Pisarenko G.S. Jakovlev A.P., Matveev V.V. Spravochnik po soprotivleniju materialov, 2-e izd.,pererab. i dop. [Handbook on the strength of materials]. – Kiev: Naukova dumka, 1988. 736 p.
10. Bate N., Vilson E.Chislennye metody analiza i metod konechnyh jelementov [Numerical methods of analysis and finite element method]. Moscow, Strojizdat, 1982. 447p.
11. ANSYS Workbench User's Guide, Release 12.1

Подана до редакції 21.10.2014