



Р. Б. Лисенко<sup>1</sup>, М. Г. Кришчук<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ВДНЗ України «Українська медична стоматологічна академія», Полтава

<sup>2</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», Київ

## АНАЛІЗ ДЕФОРМАЦІЙ, НАПРУЖЕНЬ, БІОМЕХАНІЧНОЇ ВЗАЄМОДІЇ ІМПЛАНТАТУ І М'ЯЗОВО-АПОНЕВРОТИЧНИХ СТРУКТУР ПЕРЕДНЬОЇ ЧЕРЕВНОЇ СТІНКИ ЛЮДИНИ ПРИ АЛОПЛАСТИЦІ З ПРИВОДУ ЇЇ ДЕФЕКТІВ

**Мета роботи** — провести аналіз деформацій, напружень і біомеханічної взаємодії імплантату і м'язово-апоневротичних структур передньої черевної стінки людини при алопластиці з приводу її дефектів.

**Матеріали і методи.** Дослідження проведене за участю 29 здорових добровольців (аналіз руху і деформаційні зміни передньої черевної стінки під час максимального надування живота, основна група) і 27 пацієнтів, яким виконували лапароскопічні оперативні втручання (контрольна група) з інсуфляцією у черевну порожнину вуглекислого газу до тиску 12 мм рт. ст. Порівнювали механічні властивості м'язово-апоневротичних структур передньої черевної стінки людини з фізико-механічними властивостями імплантатів.

**Результати та обговорення.** Виявлено такі зміни механічних властивостей тканин передньої черевної стінки: середні показники деформації у поздовжньому напрямку становили 6% в основній групі та 12% — у контрольній, деформації у поперечному напрямку — відповідно 3 і 8%. Деформація у поздовжньому напрямку перевищувала таку в поперечному напрямку на 46%, площа передньої черевної стінки — на 16%. Модуль пружності тканин передньої черевної стінки у поздовжньому напрямку менший, ніж у поперечному, на 44%. Максимальну міцність і жорсткість тканини мають поперек білої лінії, а найбільшу еластичність — уздовж.

**Висновки.** Механічні властивості м'язово-апоневротичних структур передньої черевної стінки людини відрізняються у поздовжньому і поперечному напрямках. Функціональну взаємодію сітчастого імплантату з м'язово-апоневротичними структурами передньої черевної стінки необхідно моделювати шляхом порівняння їх біомеханічних властивостей.

■ **Ключові слова:** деформація, напруження, біомеханіка, імплантат, алопластика, передня черевна стінка, дефекти.

Будь-який вид відновного лікування з приводу дефектів черевної стінки із застосуванням імплантатів — складне конструктивно-технологічне завдання через варіабельність біомеханічних властивостей тканин передньої черевної стінки (ПЧС) і матеріалів небіологічного походження в біологічній конструкції, а також характеристик жорсткості сурядних тіл і складних умов силової взаємодії алопластичних матеріалів з тканинами черевної стінки.

У сучасній хірургії широко використовують імплантацію штучних конструкцій і матеріалів для заміщення втрачених тканинних структур. Так, при проведенні реконструктивно-відновних операцій у пацієнтів із дефектами ПЧС застосовують різноманітні сітчасті імплантати з фіксацією їх до м'язів, апоневрозу або періосту. Наслідком цього є

створення біологічної системи «імплантат–ПЧС», компоненти якої якісно відрізняються за структурою та властивостями. Зазначена біологічна система має забезпечити не лише необхідну жорсткість та міцність, а і природний характер розподілу напружень і деформацій у м'язово-апоневротичних тканинах, оскільки структура м'язів і апоневрозу часто суттєво відрізняється від фізико-механічних властивостей імплантатів, котрі застосовують для пластики ПЧС, і залежить від умов механічного навантаження, в яких вони перебувають [2, 8].

Різні за природою сили, які діють під час функціонального навантаження на анатомічні структури ПЧС, характеризуються напрямком, величиною, тривалістю дії. Під дією зовнішніх сил (вну-

трішньочеревний тиск) тканини ПЧС змінюють об'єм та форму за рахунок деформації розтягування, зсуву, згину або їх суперпозиції [1–7, 9].

Біомеханічна взаємодія імплантату і м'язово-апоневротичних структур ПЧС людини (функціонування біомеханічної суперконструкції «імплантат–ПЧС») — один із важливих чинників біосумісності, які визначають повноцінність анатомічного та функціонального відновлення тканин ПЧС після алопластики.

Кожний сітчастий імплантат має унікальні структурні й механічні властивості, які можуть вплинути на його інтеграцію і розвиток специфічних післяопераційних ускладнень [4]. Знання пружності, міцності та жорсткості дає змогу прогнозувати поведінку імплантату як у процесі хірургічних маніпуляцій, так і під дією навантажень м'язів ПЧС при її алопластиці. Більшість виробників розробили та випускають імплантати з подовженням і міцністю в поздовжньому та поперечному напрямках, тобто з ортотропними властивостями, які мало відрізняються. Чинником, який може впливати на формування рецидиву після алопластики ПЧС при її дефектах, є анізотропія деформаційних параметрів тканин ПЧС та деяких імплантатів, що раніше не враховували.

Характер тканинних реакцій і місцевих ускладнень, які виникають у віддалені терміни після імплантації сітки, залежить не лише від матеріаломіцності імплантату, а й від розподілу елементів у його структурі, їх рухомості і взаємодії. Надлишкова жорсткість імплантату погіршує тканинну інтеграцію і є причиною серйозних ускладнень, таких як «мешома», формування нориць та відторгнення імплантату. Суттєва редукція кількості синтетичного матеріалу призводить до втрати низки механічних властивостей і може спричинити деформаційну зміну сіток і пов'язаних з цим ускладнень, зокрема розвиток рецидиву [4].

Вивчення механічних властивостей людської ПЧС у природних умовах при функціональних навантаженнях та при інсуфляції вуглекислого газу в черевну порожнину при лапароскопічних хірургічних втручаннях дає унікальну можливість для вимірювання деяких її механічних властивостей.

Досі більшість хірургів застосовують емпіричний підхід до вирішення завдань, пов'язаних з розрахунком міцності та надійності при виконанні алопластики ПЧС з приводу її дефектів, а також до вибору виду імплантатів.

**Мета роботи** — провести аналіз деформацій, напружень і біомеханічної взаємодії імплантату і м'язово-апоневротичних структур передньої черевної стінки людини при алопластиці з приводу її дефектів.

#### МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Механічні властивості м'язово-апоневротичних тканин ПЧС досліджували в межах експеримен-

тально визначеного фізіологічного діапазону пружних фізико-механічних властивостей [3–5].

Дослідження проведене за участю 29 здорових добровольців віком від 18 до 45 років (аналіз руху і деформаційних змін ПЧС під час максимального надування живота, основна група) і 27 пацієнтів віком від 20 до 47 років, яким виконували лапароскопічні оперативні втручання (контрольна група) з інсуфляцією у черевну порожнину вуглекислого газу до тиску 12 мм рт. ст. За даними Всесвітнього товариства абдомінального компартмент-синдрому (WSACS), значення внутрішньочеревного тиску людини в нормі не перевищує 12 мм рт. ст. (1,6 кПа).

Групи сформовано методом типологічного відбору за наявністю критеріїв залучення — відсутність дефектів, післяопераційних рубців ПЧС та ожиріння. Обидві групи за основними клінічними показниками, зокрема віком, співвідношенням статей, супутньою патологією, були репрезентативними.

Проводили вимірювання параметрів ПЧС у стані спокою, при деформації тканин ПЧС. Вимірювали межі їх зміщення, виконували реконструкцію механічних властивостей (порівняно з положенням у стані спокою). Механічні властивості ПЧС пацієнтів основної групи визначали в положенні пацієнта лежачи на спині у стані спокою та під час максимального надування живота, а осіб контрольної групи — в положенні лежачи на операційному столі після інкубації (спокій) та проведення карбоксиперитонеуму крізь голку Вереша до тиску 12 мм рт. ст. Сантиметровою смужкою вимірювали відстань від мечоподібного відростка до верхнього краю лона (поздовжній розмір живота) і відстань між латеральними краями прямих м'язів живота (поперечний розмір живота). За цими даними визначали площу ПЧС. Зіставляли зміни параметрів осіб обох груп при максимальному надуванні живота із параметрами, отриманими у стані спокою. Ці дані разом із товщиною ПЧС, яку вимірювали ультразвуковим скануванням, враховували, оцінюючи механічну міцність тканин ПЧС.

Напруження ( $\sigma$ ) розраховували за формулою:

$$\sigma = \frac{F}{S},$$

де  $F$  — сила натягу, Н ( $p = 1,6$  кПа);  $S$  — поперечний переріз, мм. За значенням максимального напруження ( $\sigma_{\max}$ ) і відносної деформації ( $\Delta$ ) розраховували максимальний модуль пружності ( $E_{\max}$ ) тканин ПЧС за формулою:  $E_{\max} = \sigma_{\max} / \Delta$  [6].

Тканини ПЧС є гіперпружними матеріалами з великими деформаціями та переміщеннями. Наближену оцінку відносного видовження поверхні ПЧС та напружень її шарів при заданому тиску виконано за рівнянням Лапласа для статичної рівноваги тонкостінної оболонки сферичного типу при однорідній деформації. Для вивчення рівня анізотропії та неоднорідності тканин ПЧС її

властивості розглядали як лінійно ортотропні для кожного дискретного однорідного об'єму моделі ПЧС із трьома взаємно ортогональними площинами симетрії декартової системи координат. Величини для тензора пружних сталих неоднорідного тіла моделі ПЧС досліджували в локальній системі координат для кожного попередньо визначеного об'єму з відомими експериментальними даними матеріальних констант для модуля пружності та коефіцієнтів поперечної деформації [5, 6].

Основними ознаками для вибору сітчастого імплантату, які максимально відображують їх функціональні властивості та впливають на ефективність пластики, можуть бути: тип полімеру, матеріалоемність (розподілений об'єм), розмір комірки, ступінь анізотропії. Виділення класу імплантату з відповідними для параметрів діапазонами дає змогу максимально індивідуалізувати вибір імплантату та планувати вид пластики з урахуванням особливостей пацієнта.

Проведено аналіз і порівняння механічних властивостей м'язово-апоневротичних структур ПЧС людини з фізико-механічними властивостями імплантатів, які застосовують у хірургічному відділенні І-ї міської клінічної лікарні м. Полтава (Prolene, Ultrapro «Ethicon», США, Есфил «Линтекс», Росія; Еспера із середнім розміром комірок, «Еспера», Україна), за даними літератури [4] та виробників (таблиця).

### РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Вимірювання механічних властивостей ПЧС проводили з використанням системи дистанційного аналізу руху. Цей спосіб дає змогу вимірювати деякі механічні властивості ПЧС людини. Таке дослідження проведено вперше.

Спостерігали відмінність механічних характеристик і характеру деформування тканин ПЧС при максимальних навантаженнях від таких у стані спокою. Виявлено такі зміни механічних властивостей тканин ПЧС: середні показники

деформації у поздовжньому напрямку становили 6% в основній групі та 12% — у контрольній, деформації у поперечному напрямку — відповідно 3 і 8%. Деформація у поздовжньому напрямку перевищувала таку в поперечному напрямку на 38—54% (у середньому на 46%). Площа ПЧС в основній групі збільшувалася на 10%, в контрольній — на 22% (в середньому на 16%).

Наші дослідження показали, що ПЧС жорсткіша в поперечній площині, ніж у сагітальній (модуль Юнга —  $(43,5 \pm 9,0)$  порівняно з  $(23,5 \pm 2,6)$  кПа,  $p = 0,03$  (парний критерій Стьюдента)).

Таким чином, у досліджуваних групах модуль пружності тканин ПЧС за однакової сили впливу в поздовжньому напрямку був меншим, ніж у поперечному, в середньому на 44% ( $p > 0,05$ ). Механічні властивості тканин ПЧС людини відрізняються вздовж і поперек білої лінії живота. Максимальну міцність та жорсткість вони мають поперек білої лінії, а найбільшу еластичність — вздовж. Міцність тканини ПЧС у чоловіків в обох напрямках була статистично значуще вищою, ніж у жінок.

Отримані дані свідчать, що зменшення жорсткості ПЧС у сагітальному напрямку при максимальних функціональних навантаженнях створює несприятливі біомеханічні умови для функціонування біомеханічної системи «ПЧС—імплантат» при виконанні алопластики із застосуванням сіток з вираженими анізотропними властивостями. Тому недостатні знання хірурга щодо механічної неоднорідності тканин ПЧС та нехтування анізотропією її пружних властивостей у різних напрямках при функціональних навантаженнях при виконанні алопластики ПЧС для закриття дефектів можуть призвести до неправильного вибору виду імплантату, помилок в особливостях його розташування і розвитку рецидиву. Так, виробники Ultrapro «Ethicon» рекомендують розташовувати імплантат у напрямку з більшим подовженням поперек ПЧС, тобто по горизонталі, оскільки їх сітка деформується у поперечному напрямку (вздовж рядків) на

Т а б л и ц я  
Механічні характеристики сітчастих імплантатів

Імплантат	Товщина, мм	Розмір комірки, мм	Поверхнева густина, г/м <sup>2</sup>	Відносне видовження під час розриву, %		Розривне навантаження при розмірах 100/50 мм, Н	
				Вздовж стовпчика	Вздовж рядка	Вздовж стовпчика	Вздовж рядка
«Есфил стандарт» (поліпропілен)	0,5	1–1,2	78	97	83	225	305
Prolene (поліпропілен)	0,6	0,9–0,7	88	98	97	177	175
Ultrapro (поліпропілен) + монокріл	0,5	3,2–2,4	50	57	83	119	94
«Еспера» (поліпропілен)	0,4	2–2,2	33,8	45	78	111	98

20—30 % більше [4], ніж у поздовжньому, що не відповідає отриманим нами даним.

При пластиці дефектів ПЧС максимальна жорсткість сітки має збігатися з напрямком сухожилкових волокон фасцій, які відновлюються. У напрямку сухожилкових волокон фасції мають найбільшу жорсткість і витримують основні м'язові навантаження. Відповідність механічних властивостей сітчастого імплантату і фасції, яка має бути укріплена, мінімізує градієнти напруження та вірогідність виникнення крайових рецидивів.

Деформаційні зміни сітчастих імплантатів, які виникають при їх ретромускулярному розташуванні, переважно пов'язані з асиметрією м'язових навантажень на розтягування та згин. Тип і вираженість деформацій визначаються анізотропією та фізико-механічними властивостями імплантату, який використовують при алопластиці ПЧС з приводу її дефектів.

При розташуванні імплантату в напрямку меншої жорсткості і пружності вздовж середньої лінії виникає високий ризик утворення складок та скорочення імплантату в довжину. При розташуванні імплантату з меншою жорсткістю в напрямку бічних м'язів живота виникає розтягування імплантату в ширину і скорочення його у довжину. В обох випадках зменшення довжини може призвести до виникнення крайових дефектів. Тому при виконанні алопластики ПЧС з приводу серединних дефектів хірургічні сітки слід розташовувати з максимальною жорсткістю в напрямку до бічних м'язів живота, а з найбільшою еластичністю — вздовж серединної лінії. Хірургічна сітка, яка за фізико-механічними властивостями наближається до характеристик м'язово-апоневротичних структур ПЧС людини у зоні дефекту, котрі потребують укріплення або заміщення, ефективніше протидіє зовнішнім навантаженням.

Оскільки при функціонуванні біомеханічної системи «ПЧС — імплантат» не уникнути виникнення напружень як у тканинах ПЧС, так і безпосередньо в імплантаті, то метою проектування цього типу біомеханічних систем мають стати «сприятливі» напруження, які максимально відповідають успішному результату операції у віддаленій перспективі. Допустимі за оцінками міцності та надійності напруження тканин ПЧС у зоні імплантації не повинні призводити до їх руйнування. Механічною причиною руйнування біомеханічної системи «ПЧС—імплантат» є пікові напруження в зонах фіксації імплантату, які виникають при передачі імплантатом навантаження по краю. Також не повинно виникати граничних величин деформацій ні в ділянці ПЧС, ні в зоні імплантату.

Рівень напружень по поверхнях контакту між імплантатом і тканинами ПЧС має бути у разі його коректної інсталяції однорідним, тобто фізико-механічні показники тканин ПЧС у точках фіксації імплантатів мають відповідати за фізичними

властивостями (модуль Юнга, міцність на розрив) характеристикам імплантатів. Такий критерій був би більш коректним, оскільки експлуатація встановленого імплантату відбувається під впливом навантаження, яке постійно змінюється. Отже, не можна заздалегідь точно розрахувати напруження, які, з одного боку, не спричиняють руйнування, а з іншого — відповідають умовам статичної рівноваги біомеханічної системи «ПЧС—імплантат».

### ВИСНОВКИ

Кількісна реконструкція просторового розподілу механічних властивостей тканини передньої черевної стінки за даними про характер її деформування при максимальних функціональних навантаженнях у поєднанні з інформацією про те, як ці властивості залежать від фізіологічного стану тканин, дає змогу додатково оцінити біомеханічні властивості тканин передньої черевної стінки.

Механічні властивості м'язово-апоневротичних структур передньої черевної стінки у людини відрізняються у поздовжньому і поперечному напрямках. Максимальну жорсткість та міцність вони мають у поперечному напрямку, а найбільшу еластичність — у поздовжньому.

Необхідно розглядати сучасні імплантати не як біоматеріал, а як складні системи, які виконують задану функцію і перебувають у постійній біомеханічній взаємодії з тканинним оточенням.

Обґрунтовано необхідність розташування хірургічних сіток з урахуванням їх деформаційних змін, ступеня анізотропії, механічних властивостей м'язово-апоневротичних структур у зоні дефекту для запобігання рецидиву. Для поліпшення ефективності алопластики передньої черевної стінки сітчастий імплантат за біомеханічними властивостями має максимально відповідати м'язово-апоневротичним структурам передньої черевної стінки. Функціональну взаємодію сітчастого імплантату з м'язово-апоневротичними структурами передньої черевної стінки необхідно моделювати шляхом зіставлення їх механічних властивостей (умовні модулі пружності та розривні напруження у відповідних напрямках). Для запобігання ускладненням алопластики передньої черевної стінки, пов'язаним з пошкодженням і деформаціями структури імплантату необхідно враховувати розтяжність вздовж і поперек стовпчиків петель із визначенням модуля пружності та рівня його анізотропії.

Пластика дефекту передньої черевної стінки із урахуванням анізотропних властивостей сіток дає змогу мінімізувати деформаційні зміни імплантатів та уникнути виникнення рецидивів. Для пластики дефектів передньої черевної стінки не слід використовувати сітки зі слабо вираженими анізотропними властивостями, оскільки вони не відповідають за механічними властивостями фасціальним структурам людини, що може спричинити порушення їх тканинної інтеграції та розвиток ускладнень.

Для об'єктивного аналізу клінічних результатів алопластики передньої черевної стінки необхідно зазначити в протоколі операції назву матеріалу,

який імплантують, його виробника, а також орієнтацію напрямку максимальної жорсткості імплантату щодо анатомічних структур.

*Конфлікту інтересів немає.*

*Участь авторів: концепція і дизайн дослідження — Р. Л., М. К.; збір і обробка матеріалу, написання тексту — Р. Л.; редагування — М. К.*

## Література

1. Албаут Г. Н., Харинова Н. В. Концентрация напряжений и деформаций в эластомерах // Надежность и долговечность машин и сооружений: междунар. научн.-техн. сб. — К., 2006. — № 26. — С. 135—141.
2. Бага Д. К., Лазарев С. М., Бегун П. И., Лебедева Е. А. Биомеханические свойства ткани белой линии живота, компьютерное моделирование в герниологии // Актуальные вопросы герниологии: материалы 5-й междунар. конф. — М., 2009. — С. 54—55.
3. Березовский В. А., Колотилон Н. Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. — К.: Наук. думка, 1990. — 224 с.
4. Жуковский В. А. Полимерные эндопротезы для герниопластики. — СПб: Эскулап, 2011. — 114 с.
5. Пашковин Т. Н., Сарвазян А. П. Механические характеристики мягких биологических тканей // Биомеханика. — 2009. — № 3. — С. 105—115.
6. Писаренко Г. С., Яковлев А. П., Матвеев В. В. Справочник по сопротивлению материалов. — 2-е изд., перераб. и доп. — К.: Наук. думка, 1988. — 736 с.
7. Федоров А. Е., Адамов А. А. Моделирование поведения кожи человека при больших деформациях // Рос. журн. биомеханики. — 2007. — Т. 11, № 1. — С. 76—83.
8. Цаплин С. Н. Биомеханика передней брюшной стенки, выбор оптимального операционного доступа и техники закрытия лапаротомной раны: Автореф. дис. ...канд. мед. наук.: спец. 14.01.17 — «хирургия». — М., 2011. — 24 с.
9. Korobeynikov S. N. Objective tensor rates and applications in formulation of hyperelastic relations // J. Elasticity. — 2008. — Vol. 93, N 2. — P. 105—140.

**Р. Б. Лысенко<sup>1</sup>, М. Г. Кришук<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> ВГУЗ Украины «Украинская медицинская стоматологическая академия», Полтава

<sup>2</sup> Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», Киев

## АНАЛИЗ ДЕФОРМАЦИЙ, НАПРЯЖЕНИЙ, БИОМЕХАНИЧЕСКОГО ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИМПЛАНТАТА И МЫШЕЧНО-АПОНЕВРОТИЧЕСКИХ СТРУКТУР ПЕРЕДНЕЙ БРЮШНОЙ СТЕНКИ ЧЕЛОВЕКА ПРИ АЛЛОПЛАСТИКЕ ПО ПОВОДУ ЕЕ ДЕФЕКТОВ

**Цель работы** — провести анализ деформаций, напряжений и биомеханического взаимодействия имплантата и мышечно-апоневротических структур передней брюшной стенки человека при аллопластике по поводу ее дефектов.

**Материалы и методы.** Исследование проведено у 29 здоровых добровольцев (анализ движения и деформационные изменения передней брюшной стенки во время максимального надувания живота, основная группа) и 27 пациентов, которым выполняли лапароскопические оперативные вмешательства (контрольная группа) с инсуфляцией в брюшную полость углекислого газа до давления 12 мм рт. ст. Сравнивали механические свойства мышечно-апоневротических структур передней брюшной стенки с физико-механическими свойствами имплантатов, применяемых в нашем хирургическом отделении.

**Результаты и обсуждение.** Установлены следующие изменения механических свойств тканей передней брюшной стенки: средние показатели деформации в продольном направлении составили 6% в основной группе и 12% — в контрольной, деформации в поперечном направлении — соответственно 3 и 8%. Деформация в продольном направлении превышала таковую в поперечном направлении на 46%, площадь передней брюшной стенки — на 16%. Модуль упругости тканей передней брюшной стенки в продольном направлении меньше, чем в поперечном, на 44%. Максимальную прочность и жесткость ткани имеют поперек белой линии, а наибольшую эластичность — вдоль.

**Выводы.** Механические свойства мышечно-апоневротических структур передней брюшной стенки у человека отличаются в продольном и поперечном направлениях. Функциональное взаимодействие сетчатого имплантата с мышечно-апоневротическими структурами передней брюшной стенки необходимо моделировать путем сравнения их биомеханических свойств.

**Ключевые слова:** деформация, напряжение, биомеханика, имплантат, аллопластика, передняя брюшная стенка, дефекты.

**R. B. Lysenko**<sup>1</sup>, **M. G. Kryschuk**<sup>2</sup>

<sup>1</sup> The Higher State Educational Establishment of Ukraine «Ukrainian Medical Stomatological Academy», Poltava

<sup>2</sup> The National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv

## ANALYSIS OF DEFORMATION, STRESS, BIOMECHANICAL INTERACTION BETWEEN THE IMPLANT AND THE MUSCULO-APONEUROTIC STRUCTURES OF THE HUMAN ABDOMINAL WALL IN DEFECT REPAIR ALLOPLASTY

**The aim** — to analyse the deformation, stress, biomechanical interaction between the implant and the muscular-aponeurotic structures of the human abdominal wall in defect repair alloplasty.

**Materials and methods.** The study has been conducted on 29 healthy volunteers (the motion and deformation changes of anterior abdominal wall during maximum inflated belly were analysed, study group) and 27 patients who have undergone laparoscopic surgery (control group) with carbon dioxide insufflation into the abdominal cavity to 12 mm Hg pressure. We have compared the muscle-aponeurotic mechanical properties of anterior abdominal wall with physical and mechanical properties of implants used in surgical department.

**Results and discussion.** The studies have shown the following mechanical properties changes of anterior abdominal wall tissues: average deformation indexes in the longitudinal direction amounted to 6% in the main group and 12% — in control; deformation in the transverse direction 3% and 8%, respectively. Deformation in the longitudinal direction was greater than in the transverse one on 46%; anterior wall area — on 16%. Anterior abdominal wall tissue elastic modulus in the longitudinal direction smaller than in the transverse one on 44%. The maximum strength and rigidity had the white line transvers fibers, and the greatest flexibility the longitudinal ones.

**Conclusions.** Mechanical properties of muscle-aponeurotic anterior abdominal wall structures in humans differ in the longitudinal and transverse directions. Functional interactions between mesh implant and muscle-aponeurotic anterior abdominal wall structures is necessary to model by comparing their biomechanical properties.

**Key words:** deformation, strain, biomechanics, implant, alloplasty, anterior abdominal wall, defects.