

DOI: 10.26693/jmbs06.03.175

УДК 617.55-056.24:611.95.001.5

Лисенко Р. Б., Ляховський В. І., Лисенко В. Р.

## ОЦІНКА ПРОСТОРОВОГО РОЗПОДІЛУ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ТКАНИН ПЕРЕДНЬОЇ ЧЕРЕВНОЇ СТІНКИ ЗА ДАНИМИ ХАРАКТЕРУ ЇХ ДЕФОРМУВАННЯ ПРИ МАКСИМАЛЬНИХ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ НАВАНТАЖЕННЯХ

Полтавський державний медичний університет, Полтава, Україна

*Метою роботи* було дослідження змін механічних властивостей передньої черевної стінки при максимальних функціональних навантаженнях.

*Матеріали і методи дослідження.* Дослідження проведено у 112 добровольців віком від 18 до 49 років, що знаходилися на обстеженні та лікуванні в хірургічному відділенні МЛДЦ "Медіон" (м. Полтава) за період із червня 2020 по травень 2021 рр. Жінок було 60 (53,6%), чоловіків – 52 (46,4%). Добровольці були на розділені на 2 групи: основна група (n=58), яким під час обстеження проведений аналіз руху і деформаційні зміни передньої черевної стінки під час максимального надування живота, та контрольна група (n=54), які були планово прооперовані лапароскопічно.

*Результати дослідження* показали наступні зміни механічних властивостей тканин передньої черевної стінки: середні показники деформації у поздовжньому напрямку становили 6% у осіб основної групи і 12% – контрольної; деформації у поперечному напрямку становили 3% у основній групі і 8% – у контрольній; деформація у поздовжньому напрямку перевищувала деформацію у поперечному на 38-54% (у середньому на 46%); площа передньої черевної стінки у осіб основної групи збільшувалася на 10%, а контрольної – на 22% (в середньому на 16%). Під час досліджень передня черевна стінка у поперечній орієнтації зазнавала більших напружень, ніж у поздовжній (коефіцієнт анізотропії ~2). Модуль Юнга передньої черевної стінки у сагітальній площині визначений як  $23,5 \pm 2,6$  кПа, тоді як у поперечній –  $42,5 \pm 7,0$  кПа. Механічні властивості тканин передньої черевної стінки людини відрізнялися вздовж і поперек білої лінії живота: модуль пружності тканин при однаковій силі впливу у поздовжньому напрямку менше, ніж у поперечному, в середньому на 44% ( $p > 0,05$ ). Тобто поздовжня жорсткість передньої черевної стінки нижча, ніж поперечна. Максимальну міцність передня черевна стінка має впоперек білої лінії живота, а найбільшу еластичність – вздовж. Передня черевна стінка у жінок показала підвищену еластичність порівняно з чоловіками, тоді як жорсткість тканини її у чоловіків в обох

напрямах була статистично значуще вищою, ніж у жінок ( $p > 0,05$ ).

*Висновок.* Реконструкція просторового розподілу механічних властивостей тканин передньої черевної стінки за даними характеру їх деформування при максимальних функціональних навантаженнях дає додаткову можливість оцінки її біомеханіки. Механічні властивості м'язово-апоневротичних структур передньої черевної стінки у людини відрізняються у поздовжньому і поперечному напрямках. Найбільшу еластичність вони мають у поздовжньому напрямку, а максимальну жорсткість і міцність – у поперечному. Міцність тканин передньої черевної стінки у чоловіків є вищою, а еластичність меншою, ніж у жінок. Зміни механічних анізотропних характеристик тканин передньої черевної стінки при максимальних функціональних навантаженнях слід враховувати при виконанні її алопластики.

**Ключові слова:** передня черевна стінка, механічні властивості, деформація, функціональні навантаження.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дана робота є частиною науково-дослідної роботи «Розробка сучасних науково обґрунтованих принципів стратифікації, моніторингу і прогнозування перебігу хірургічних захворювань та травм», № держ. реєстрації 0120U101176.

**Вступ.** Різноманітні за природою сили, що діють під час функціонального навантаження на анатомічні структури передньої черевної стінки (ПЧС) характеризуються напрямком, величиною та тривалістю їх дії. Під впливом певних зовнішніх сил, тканини ПЧС змінюють об'єм та форму за рахунок деформації розтягування, зсуву, згину або їх суперпозиції [1-11].

Визначення механічних властивостей тканин ПЧС часто вимагають детальної інформації про зміни в її структурі й функціях при різних навантаженнях [2-5, 9]. Реконструкція пружних властивостей – надійний спосіб виявлення і попередження патології м'яких біологічних тканин [2, 4, 7, 9, 11]. Аналізуючи ту чи іншу ситуацію за допомогою

методів біомеханіки, в дійсності створюється робоча імітаційна модель досліджуваного об'єкту. При цьому сподіваємося, що розроблена математична модель біомеханіки ПЧС, з одного боку, має досить багато спільного з об'єктом-оригіналом, а з іншого – дозволяє зробити корисні передбачення зі стратегії лікування на основі встановлених закономірностей деформування тканин, обчислень локалізації та амплітуд концентрацій напружень [4, 5].

Грижі ПЧС є одним із найпоширеніших і давніх хірургічних захворювань, що часто потребує додаткового застосування імплантатів. Проте, незважаючи на понад 50 років їх використання для алопластики дефектів ПЧС, повторні операції все ще необхідні майже у третини пацієнтів через розвиток рецидиву грижі. На сьогоднішній день конструкції сітчастих імплантатів зосереджені на максимізації міцності на розрив для запобігання структурному руйнуванню імплантату. Однак більшість рецидивів відбувається на межі розділу імплантат-тканина. Існує фундаментальний розрив у розумінні того, наскільки механічна невідповідність матеріалів для алопластики ПЧС та тканин людини сприяє руйнуванню цієї біологічної конструкції. Тому недостатні знання хірурга щодо механічної неоднорідності тканин ПЧС при функціональних навантаженнях може призводити до виникнення помилок у виборі виду імплантату, способу пластики та розвитку рецидиву грижі [5].

На даний час недостатньо вивчені деформаційні можливості тканин ПЧС із позицій біомеханіки, механічні властивості ПЧС при функціональних навантаженнях, особливо відповідно до гендерного диморфізму, що слугувало метою даного дослідження.

**Мета дослідження:** оцінити просторовий розподіл механічних властивостей тканин ПЧС за даними характеру їх деформування при максимальних функціональних навантаженнях.

**Матеріал та методи дослідження.** Дослідження проведене у 112 добровольців віком від 18 до 49 років, що знаходилися на обстеженні та лікуванні в хірургічному відділенні МЛДЦ “Медіон” (м. Полтава) за період із червня 2020 по травень 2021 рр.. Жінок було 60 (53,6%), чоловіків – 52 (46,4%). Добровольці були на розділені на 2 групи: основна група (n=58), яким під час обстеження проведений аналіз руху і деформаційні зміни ПЧС під час максимального надування живота, та контрольна група (n=54), які були планово прооперовані лапароскопічно.

Групи були сформовані методом типологічного відбору за наявністю критеріїв виключення – відсутність дефектів, післяопераційних рубців ПЧС та ожиріння. Досліджені пацієнти основної групи і

контрольної групи за основними клінічними показниками, включаючи вік, стать, супутня патологія були репрезентативні.

Дослідження виконані з дотриманням основних положень «Правил етичних принципів проведення наукових медичних досліджень за участю людини», затверджених Гельсінською декларацією (1964–2013 рр.), ICH GCP (1996 р.), Директиви ЄЕС № 609 (від 24.11.1986 р.), наказів МОЗ України № 690 від 23.09.2009 р., № 944 від 14.12.2009 р., № 616 від 03.08.2012 р. Всі учасники були інформовані щодо цілей, організації, методів дослідження та підписали інформовану згоду щодо участі у ньому, і вжиті всі заходи для забезпечення анонімності пацієнтів.

Механічні властивості м'язово-апоневротичних тканин ПЧС досліджували в межах експериментально-визначеного фізіологічного діапазону пружних фізико-механічних властивостей [3, 4, 6, 9]. Вимірювання механічних характеристик ПЧС виконане з використанням системи дистанційного аналізу руху. Проводили наступні дії: вимірювання параметрів ПЧС у спокої – деформація тканин ПЧС, вимірювання меж їх зміщення, реконструкція механічних властивостей (порівняно з положенням у спокої). Механічні властивості ПЧС пацієнтів основної групи визначали в положенні пацієнта лежачи на спині у спокої та під час максимального надування живота, а контрольної – при виконанні лапароскопічних хірургічних втручань, лежачи на операційному столі, після інтубації та після проведення карбоксиперитонеуму з інсуфляцією вуглекислого газу в вільну черевну порожнину 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 прямого м'язу живота (поперечний розмір живота). Надалі, за отриманими даними, визначали площу ПЧС. Співставляли зміни цих параметрів пацієнтів основної і контрольної груп при максимальному надуванні живота із параметрами, що були отримані у спокої. Ці дані, разом із відомими товщини ПЧС кожного пацієнта, що вимірювалися ультразвуковим скануванням за допомогою УЗД апарата Mindray, включені до оцінки механічної міцності тканин ПЧС. Визначали зміни в механічних властивостях ПЧС відповідно до статі.

Для визначення наближеної оцінки величин відносного видовження ПЧС при дії внутрішньочеревного тиску розроблена аналітична модель статичної рівноваги еквівалентної за жорсткістю тонкостінної оболонки прототипу-аналогу фрагменту ЧС людини. Аналітичну модель ЧС людини представили у вигляді сферичного сегмента

неоднорідної багат шарової циліндричної тонкостінної оболонки радіусу  $R$ , товщиною  $h$  із еквівалентними геометричними та жорсткісними характеристиками. Структурну будову ПЧС людини розглядали як багат шарову оболонку складної форми, що включає в себе: шкіру, підшкірну жирову клітковину, прямі м'язи, зовнішні та внутрішні косі м'язи, поперечні м'язи, апоневроз, очеревину. Кожен шар даної моделі ПЧС має власні пружні властивості та геометричні розміри [2-4]. При створенні аналітичної моделі ПЧС вдавалися до певних спрощень і абстрагування. Типові структури ПЧС визначали як пружно-еластичні матеріали з однорідною щільністю та відповідними характеристиками міцності. Перший шар – шкіра: товщина  $h_1=5$  мм із модулем пружності  $E_1=0.932$  мПа, другий – підшкірний жировий прошарок: товщина  $h_2=5$  мм із модулем пружності  $E_2=0.1$  мПа, третій – м'язово-апоневротичний: товщина апоневрозу  $h_3=6-18$  мм із модулем пружності  $E_3=744.4$  мПа, товщина прямого м'язу  $h_4=14$  мм із модулем пружності  $E_4=0.073$  мПа, четвертий – очеревина: товщина  $h_5=1$  мм із модулем пружності  $E_5=0.932$  мПа. Коефіцієнт Пуассона, для всіх шарів, прийнято однаковий і рівний  $\nu=0.49$ . В якості силового навантаження на ПЧС задавали тиск з боку поверхні очеревини, що не перевищував  $p=12$  мм рт. ст. (0.0016 мПа) згідно даних Всесвітнього Суспільства Абдомінального Компаратмент Синдрому (WSACS). Значення критичного тиску для різних типів біомеханічного стану ПЧС визначали як екстремум функції  $P(R)$  [1, 3, 8, 12].

Наближена оцінка відносного видовження поверхні ПЧС та напружень її шарів при заданому тиску визначена за рівнянням Лапласа для статичної рівноваги тонкостінної оболонки сферичного типу при однорідній деформації. Для вивчення рівня анізотропії і 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. Визначення величин для тензора пружних сталих неоднорідного тіла моделі ПЧС проводили в локальній системі координат для кожного попередньо визначеного об'єму з відомими експериментальними даними матеріальних констант для модуля пружності та коефіцієнтів поперечної деформації [6, 10, 12].

Напруження отримували за формулою:  $\sigma = F/S$ , де  $F$  – сила натягу в Н ( $p=0.0016$  мПа),  $S$  – поперечний переріз у мм. Маючи значення максимального напруження ( $\sigma$ ) і відносної деформації ( $\Delta$ ) розраховувався максимальний модуль пружності ( $E^{\max}$ ) тканин ПЧС за формулою:  $E^{\max} = \sigma^{\max}/\Delta$  [12].

Для статистичного аналізу отриманих результатів використовували стандартні методики оцінки достовірності відмінностей в порівнюваних обстежуваних групах, методи параметричного статистичного аналізу.

**Результати дослідження.** Спостерігали відмінність фізико-механічних характеристик і різний тип деформування тканин ПЧС при максимальних навантаженнях від аналогічних параметрів у спокої. Дані дослідження показали наступні зміни механічних властивостей тканин ПЧС: середні показники деформації у поздовжньому напрямку становили 6% у осіб основної групи і 12% – контрольної; деформації у поперечному напрямку становили 3% у осіб основної і 8% – контрольної груп ( $p > 0,05$ ). Деформація в поперечному напрямку була меншою за деформацію в поздовжньому напрямку на 38-54%, у середньому на 46% ( $p=0,05$ ). Площа ПЧС у досліджуваних основної групи збільшувалася на 8-12%, в середньому на 10%, а у осіб контрольної – на 16-22%, в середньому на 18% ( $p > 0,03$ ).

Розрахунки вказують, що тиск у животі біля 16 кПа відповідає двовісним силам приблизно 3,2 Н/мм у поперечному та 1,4 Н/мм у поздовжньому напрямку. Під час досліджень ПЧС у поперечній орієнтації зазнавала більших напружень, ніж у поздовжній (коефіцієнт анізотропії  $\sim 2$ ). Модуль Юнга ПЧС у сагітальній площині визначений як  $23,5 \pm 2,6$  кПа, тоді як у поперечній –  $42,5 \pm 7,0$  кПа. Механічні властивості тканин ПЧС людини відрізнялися вздовж і поперек білої лінії живота: модуль пружності тканин ПЧС, при однаковій силі впливу, у поздовжньому напрямку менше, ніж у поперечному в середньому на 44% ( $p > 0,05$ ). Тобто поздовжня жорсткість ПЧС нижча, ніж поперечна. Максимальну міцність ПЧС має впоперек білої лінії живота, а найбільшу еластичність – вздовж. ПЧС у жінок показала підвищену еластичність порівняно з чоловіками, тоді як жорсткість тканини ПЧС у чоловіків в обох напрямках була статистично значуще вищою, ніж у жінок ( $p > 0,05$ ).

**Обговорення отриманих результатів.** ПЧС – це складна структура, де зазвичай найбільш часто формуються грижі. Знання її механічної поведінки має важливе значення для проектування вибору алопластики та зменшення ризику рецидиву [4, 5, 9]. Представлені результати досліджень механічних властивостей тканин ПЧС та її функціональних параметрів дозволили надати їх математичне описання, що може бути застосовано для визначення основних закономірностей механічної поведінки ПЧС та вирішення прикладних клінічних задач, зокрема пошуку оптимального виду способу алопластики при її дефектах.

Тканини ПЧС є гіперпружними матеріалами з великими деформаціями та переміщеннями [3, 4, 6, 8, 10, 11]. При дослідженні тканин ПЧС добровольців у поздовжній орієнтації, вона виявляла більшу еластичність, демонструвала більшу деформацію, але й більшу жорсткість порівняно з тканинами, випробуваними у поперечній орієнтації. Виявлені реакції на подовження ПЧС людини при максимальних навантаженнях показали нелінійну пружну анізотропну поведінку, як це часто спостерігається в м'яких біологічних тканинах. При максимальних фізіологічних навантаженнях виявляється співвідношення приблизно 2:1 між поздовжнім і поперечним напрямками.

Отримані дані свідчать, що зменшення жорсткості ПЧС у сагітальному напрямку при максимальних функціональних навантаженнях може створювати несприятливі біомеханічні умови для функціонування біомеханічної системи ПЧС із імплантатами при виконанні алопластики із застосуванням сіток із анізотропними властивостями. Отже, для попередження розвитку рецидиву, необхідно враховувати механічну неоднорідність тканин ПЧС й анізотропію її пружно-еластичних властивостей у різних напрямках при функціональних навантаженнях при виконанні алопластики ПЧС із приводу дефектів при виборі виду імплантату та особливостей його розташування. При плануванні алопластики з приводу дефектів ПЧС функціональну взаємодію сітчастого імплантату з м'язово-апоневротичними структурами ПЧС можливо моделювати шляхом співставлення їх механічних властивостей, які включають умовні модулі пружності і напруження у відповідних напрямках.

Певні дослідження також показали, що такі тканини, як *linea alba* [9-11], демонструють багато відмінностей у механічних властивостях, припускаючи, що місце імплантації також може відігравати ключову роль в успіху або невдачі алопластики

ПЧС. Таким чином, взаємозв'язки між механічними характеристиками імплантатів, так і тканин ПЧС людини під час пластики, не повністю зрозумілі, і необхідні додаткові дослідження для встановлення вказівок щодо ідеальних характеристик цих імплантатів [4, 5, 9, 11].

Аналізуючи отримані дані, можна припустити, що сітчасті імплантати, що застосовуються при виконанні алопластики ПЧС, також повинні бути орієнтовані в тілі пацієнта за найбільш еластичною віссю в поздовжній орієнтації та за найміцнішою віссю - в поперечній орієнтації. Отже, співпадіння механічних властивостей сітчастого імплантату і тканин ПЧС, що мають бути укріплені, може мінімізувати градієнти напруження і вірогідність виникнення рецидивів.

**Висновок.** Реконструкція просторового розподілу механічних властивостей тканини ПЧС за даними характеру їх деформування при максимальних функціональних навантаженнях дає додаткову можливість оцінки біомеханіки ПЧС. Механічні властивості м'язово-апоневротичних структур ПЧС у людини відрізняються у поздовжньому і поперечному напрямках. Найбільшу еластичність вони мають у поздовжньому напрямку, а максимальну жорсткість і міцність – у поперечному. Міцність тканин ПЧС у чоловіків є вищою, а еластичність меншою, ніж у жінок. Зміни механічних анізотропних характеристик тканин ПЧС при максимальних функціональних навантаженнях слід враховувати при виконанні методики алопластики ПЧС.

**Перспективи подальших досліджень.** Отримані в ході роботи результати потребують подальшого ретельного аналізу біомеханічних властивостей різних тканинних структур ПЧС людини в залежності від статі, віку та локалізації. Слід дослідити потенційну механічну невідповідність між різновидами сітчастих імплантатів та тканинами ПЧС.

## References

1. Albaut GN, Xarinova NV. Koncentraciya napryazheniya i deformaciy v elastomerax [Concentration of stresses and deformations in elastomers]. *Nadezhnost' dolgovechnost mashyn y sooruzheniy*. 2006; 26: 135-141. [Russian]
2. Baga DK, Lazarev SM, Lebedeva EA. Byomekhanicheskiye svoystva tkany beloj lynyy zhyvota v norme y pri modelirovaniye v ney gryghevych otverstiy [The biomechanical properties of the tissue of the white lines of the abdomen normally and when simulating the hernial holes in it]. *Vestnik Sankt-Peterburgskoy gosudarstvennoy meditsinskoj akademii im II Mechnikova*. 2008; 1: 110–114. [Russian]
3. Berezovskiy VA. *Byofyzychskyye kharakterystyky tkanej cheloveka. Spravochnyyk* [Biophysical characteristics of human tissues. Directory]. K: Naukova dumka; 1990. 224 s. [Russian]
4. Kryshchuk MH, Lysenko RB. Biomekhanika perednoi cherevnoi stinky liudyny z implantatamy pry funktsionalnykh navantazhenniakh [Biomechanics of the anterior abdominal wall of a person with implants in functional loads]. *Visnyk NTUU "KPI". Seriya mashynobuduvannia*. 2014; 3(72): 201-207. [Ukrainian]
5. Lysenko RB. Zastosuvannia elementiv konstruiuvannia pry aloplastytsi defektiv cherevnoi stinky [Application of structuring elements with aloplastic defects of the abdominal wall]. *Aktualni problemy suchasnoi medytsyny: Visnyk UMSA*. 2013; (41): 21-24. [Ukrainian]

6. Pashkovyn TN, Sarvazyan AP. Mekhanycheskiye kharakterystyky myagkykh byologicheskyykh tkanej [Mechanical characteristics of soft biological tissues]. *Byomekhanika*. 2009; 3: 105–115. [Russian]
7. Czaplyn SN. *Byomekhanika perednej bryushnoj stenky, vybor optimalnogo operatsionnogo dostupa i tekhniky zakrytyya laparotomnoj rany* [Biomechanics of the front abdominal wall, the choice of optimal access and equipment of the closure of a laparotomy wound]. Abstr. PhD. (Med.). M; 2011. 24 p. [Russian]
8. Korobeynikov SN. Objective tensor rates and applications in formulation of hyperelastic relations. *J Elasticity*. 2008; 93(2): 105-140. doi: 10.1007/s10659-008-9166-0
9. Förstemann T, Trzewik J, Hamm-Lippstadt H. Forces and deformations of the abdominal wall - a mechanical and geometrical approach to the linea alba. *J Biomechanics*. 2011; 44(4): 600-6. PMID: 21130459. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.11.021
10. Jourdan A, Le Troter A, Daude P, Rapacchi S, Masson C, Bège T, et al. Semiautomatic quantification of abdominal wall muscles deformations based on dynamic MRI image registration. *NMR Biomed*. 2021; 34(4): e4470. PMID: 33525062. doi: 10.1002/nbm.4470
11. Astruc L, De Meulaere M, Witz J, Brieu M. Characterization of the anisotropic mechanical behavior of human abdominal wall connective tissues. *J Mech Behav Biomed*. 2018; 82(3): 413-418. PMID: 29567529. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.012
12. Pysarenko GS, Yakovlev AP, Matveev VV. *Spravochnyk po soprotyvlenyyu materialov* [Material Resistance Directory]. 2-e izd, pererab i dop. K: Naukova dumka; 1988. 736 p. [Russian]

УДК 617.55-056.24:611.95.001.5

**ОЦЕНКА ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ  
МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ТКАНЕЙ ПЕРЕДНЕЙ БРЮШНОЙ СТЕНКИ  
ПО ДАННЫМ ХАРАКТЕРА ИХ ДЕФОРМИРОВАНИЯ  
ПРИ МАКСИМАЛЬНЫХ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ НАГРУЗКАХ**

**Лысенко Р. Б., Ляховский В. И., Лысенко В. Р.**

**Резюме.** Целью работы было исследование изменений механических свойств передней брюшной стенки при максимальных функциональных нагрузках.

**Материалы и методы исследования.** Исследование проведено у 112 добровольцев в возрасте от 18 до 49 лет, находившихся на обследовании и лечении в хирургическом отделении МЛДЦ «Медион» (г. Полтава) за период с июня 2020 по май 2021 гг.. Женщин было 60 (53,6 %), мужчин - 52 (46,4%). Добровольцы были разделены на 2 группы: основная группа (n=58), которым во время обследования проведен анализ движения и деформационных изменений передней брюшной стенки во время максимального надувания живота; и контрольная группа (n=54), которые были планово прооперированы лапароскопически.

**Результаты исследования** показали следующие изменения механических свойств тканей передней брюшной стенки: средние показатели деформации в продольном направлении составили 6% у лиц основной группы и 12% - контрольной; деформации в поперечном направлении составили 3% в основной группе и 8% - в контрольной; деформация в продольном направлении превышала деформацию в поперечном на 38-54% (в среднем на 46%); площадь передней брюшной стенки у лиц основной группы увеличивалась на 10%, а в контрольной - на 22% (в среднем на 16%). Во время исследований передняя брюшная стенка в поперечной плоскости испытывала большее напряжение, чем в продольной (коэффициент анизотропии ~2). Модуль Юнга передней брюшной стенки в сагиттальной плоскости определен как  $23,5 \pm 2,6$  кПа, тогда как в поперечной -  $42,5 \pm 7,0$  кПа. Механические свойства тканей передней брюшной стенки человека отличались вдоль и поперек белой линии живота: модуль упругости тканей, при одинаковой силе воздействия, в продольном направлении меньше, чем в поперечном в среднем на 44% ( $p > 0,05$ ). То есть продольная жесткость передней брюшной стенки ниже, чем поперечная. Максимальную прочность передняя брюшная стенка имеет в поперечном направлении к белой линии живота, а наибольшую эластичность - вдоль. Передняя брюшная стенка у женщин имела повышенную эластичность по сравнению с мужчинами, тогда как жесткость тканей ее у мужчин в обоих направлениях была статистически значимо выше, чем у женщин ( $p > 0,05$ ).

**Вывод.** Реконструкция пространственного распределения механических свойств тканей передней брюшной стенки по данным характера их деформирования при максимальных функциональных нагрузках дает дополнительную возможность оценки ее биомеханики. Механические свойства мышечно-апоневротических структур передней брюшной стенки человека отличаются в продольном и поперечном направлениях. Наибольшую эластичность они имеют в продольном направлении, а максимальную жесткость и прочность – в поперечном. Прочность тканей передней брюшной стенки у мужчин выше, а эластичность меньше, чем у женщин. Изменения механических анизотропных характеристик тканей

передней брюшной стенки при максимальных функциональных нагрузках следует учитывать при выполнении ее аллопластики.

**Ключевые слова:** передняя брюшная стенка, механические свойства, деформация, функциональные нагрузки.

UDC 617.55-056.24:611.95.001.5

### **Assessment of the Spatial Distribution of Mechanical Properties of the Tissue of Anterior Abdominal Wall at Maximum Functional Load**

**Lysenko R. B., Liakhovskiy V. I., Lysenko V. R.**

**Abstract.** *The purpose of the study was to investigate the changes in the mechanical properties of the anterior abdominal wall at maximum functional loads.*

**Materials and methods.** The study was conducted on 112 volunteers aged 18 to 49 years old who were examined and treated in the surgical department of the Medical Diagnostic and Treatment Center «Medion» Poltava for the period from June 2020 to May 2021. There were 60 women (53.6 %), and 52 (46.4%) men. Volunteers were divided into 2 groups: the main group (n=58), which underwent the analysis of movement and deformation changes of the anterior abdominal wall during maximal abdominal inflation during the examination, and the control group (n=54), which were operated laparoscopically due to the schedule.

**Results and discussion.** The results of the study showed the following changes in the mechanical properties of the tissues of the anterior abdominal wall: the average deformation in the longitudinal direction was 6% in the main group and 12% in the control one; deformations in the transverse direction were 3% in the main group and 8% in the control group; deformation in the longitudinal direction exceeded the deformation in the transverse by 38-54% (on average by 46%); the area of the anterior abdominal wall in the main group increased by 10%, and in the control one – by 22% (on average by 16%). During the studies, the anterior abdominal wall underwent greater stresses in the transverse orientation than in the longitudinal one (anisotropy coefficient ~2). The Young's modulus of anterior abdominal wall in the sagittal plane is defined as 23.5±2.6 kPa, while in the transverse – 42.5±7.0 kPa. The mechanical properties of human anterior abdominal wall tissues differed along and across the white line of the abdomen: the modulus of elasticity of anterior abdominal wall tissues, with the same force of impact, in the longitudinal direction is less than the transverse average of 44% (p > 0.05). That is, the longitudinal stiffness of the anterior abdominal wall is lower than the transverse one. The maximum strength of the anterior abdominal wall is across the white line of the abdomen, and the greatest elasticity – along. The anterior abdominal wall in women showed increased elasticity compared to men, while the stiffness of the anterior abdominal wall tissue in men in both directions was statistically significantly higher than in women (p > 0.05).

**Conclusion.** Reconstruction of the spatial distribution of the mechanical properties of anterior abdominal wall tissues according to the nature of their deformation at maximum functional loads provides an additional opportunity to assess the biomechanics of anterior abdominal wall. The mechanical properties of the musculo-aponeurotic structures of anterior abdominal wall in humans differ in the longitudinal and transverse directions. They have the greatest elasticity in the longitudinal direction, and the maximum rigidity and strength in the transverse direction. The strength of the anterior abdominal wall tissue in men is higher, and the elasticity is less than in women. Changes in the mechanical anisotropic characteristics of anterior abdominal wall tissues at maximum functional loads should be taken into account when performing the anterior abdominal wall alloplasty technique.

**Keywords:** anterior abdominal wall, mechanical properties, deformation, functional load.

#### **ORCID and contributionship:**

Vitalii Liakhovskiy: 0000-0003-1551-4891<sup>A,E,F</sup>

Ruslan Lysenko: 0000-0002-4017-4940<sup>A,B,D</sup>

Vladislav Lysenko: 0000-0003-3071-8016<sup>B,C</sup>

---

A – Work concept and design, B – Data collection and analysis,  
C – Responsibility for statistical analysis, D – Writing the article,  
E – Critical review, F – Final approval of the article

**CORRESPONDING AUTHOR**

**Vitalii Liakhovskyi**

Poltava state medical university,  
Department of Surgery № 1  
9, Navrotsky St., apt.15, Poltava 36002, Ukraine  
tel: +380505222319, e-mail: 660726@ukr.net

*The authors of this study confirm that the research and publication of the results were not associated with any conflicts regarding commercial or financial relations, relations with organizations and/or individuals who may have been related to the study, and interrelations of coauthors of the article.*

Received: 14.04.2021 p.

*Рекомендована до друку на засіданні редакційної колегії після рецензування*