

К. т. н. А. Г. ДУБКО<sup>1, 2</sup>, Р. С. ОСІПОВ<sup>1</sup>, к. т. н. Ю. В. БОНДАРЕНКО<sup>1</sup>, к. т. н. О. Ф. БОНДАРЕНКО<sup>1</sup>

Україна, м. Київ, <sup>1</sup>КПІ ім. Ігоря Сікорського; <sup>2</sup>ІЕЗ ім. Є. О. Патона НАН України

E-mail: andreyies17@gmail.com, romanosipov1997@gmail.com, bondarenkoaf@gmail.com

## ЕЛЕКТРОННІ ЗАСОБИ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

*Описано розроблений експериментальний апаратно-програмний комплекс для дослідження деформації біологічних тканин і біосумісних матеріалів при стисненні та представлено результати її практичного застосування. Проаналізовано отримані залежності механічного напруження зразків біологічних тканин від їхньої деформації під дією тиску. Наведено приклади використання практичних даних, вимірюваних розробленою установкою, та визначено подальші кроки для розвитку досліджень в даному напрямку.*

*Ключові слова: апаратно-програмний комплекс, біологічна тканина, біосумісний матеріал, вимірювання, механічні властивості.*

Сучасна медицина розвивається надзвичайно швидкими темпами завдяки використанню передових досягнень різних технічних галузей, як то електроніка, механіка, мехатроніка, хімія, матеріалознавство, робототехніка, програмування та ін. Наприклад, підготовка хірургічних операцій на внутрішніх органах здійснюється також і за допомогою тривимірного комп'ютерного моделювання. Під час медичного навчання, зокрема, в області ендоскопічної, ендovasкулярної та відкритої хірургії активно застосовуються комп'ютерні симуляційні тренажери [1, 2], а операції з реконструктивної хірургії проводяться за допомогою високоякісних ендопротезів та штучних біосумісних тканин і матеріалів [3, 4]. Останнім часом також успішно поширюється запровадження технології електрозварювання для з'єднання живих тканин [5—7], однак досягти максимальної ефективності застосування сучасних приладів та технологій для цього можна лише при досконалому знанні характеристик біологічних тканин та біосумісних матеріалів. Задля вибору оптимальних режимів використання спеціального обладнання виконуються експерименти з дослідження механічних деформацій, які виникають в тканинах під дією хірургічного інструменту [8], проводяться тестування впливу на тканини мехатронних маніпуляторів та зварювальних електродів для відкритої хірургії. Застосування невідповідних режимів роботи медичного обладнання може заподіяти непоправну шкоду здоров'ю пацієнтів. Так, приміром, неправильний розрахунок необхідного тиску електродів при з'єднанні зварюванням живих тканин може завадити формуванню надійних електрохірургічних швів, а недостатнє вивчення характеристик міцності та деформаційних властивостей штучних тканин може призвести до помилкових висновків щодо їхньої придатності як імплантатів.

Очевидно, що для успішного вирішення завдань загальної та відновлювальної хірургії, трансплантології, мануальної терапії, віртуального моделювання хірургічних операцій, роботизації хірургії тощо [5—14] вкрай актуальними є дослідження механічних характеристик м'яких біологічних тканин і біосумісних матеріалів з метою коректного опису їхньої поведінки під дією медичного обладнання та інструментів.

Представлену роботу присвячено аналізу відомих рішень та підходів, що використовуються для дослідження механічних властивостей біологічних і біосумісних тканин, та направлено на розробку спеціального обладнання для вимірювання механічних деформацій цих тканин, яке матиме високі метрологічні характеристики, низьку ціну та достатній функціонал.

### Біологічна тканина як об'єкт дослідження

Біологічна тканина являє собою композиційний матеріал, який утворюється об'ємним поєднанням хімічно та механічно різнорідних компонентів. При цьому біологічні тканини вважаються гіперпружними (еластомерами) [15, 16], а їхня поведінка під дією навантаження сильно відрізняється від поведінки матеріалів, використовуваних у техніці. Біологічні тканини можуть витримувати істотні деформації, наприклад шкіра людини внаслідок розтягування може досягати 200% первинної довжини.

На **рис. 1** в загальному вигляді показано залежність механічного напруження  $\sigma$  від відносної деформації шкіри  $\epsilon$  та механічну модель пружної деформації шкіри. Як видно з графіку, наведена залежність є нелінійною: спочатку суттєві деформації викликають доволі незначне напруження, а потім відносно невелике збільшення деформації призводить до стрімкого наростання напруження [17]. У тако-

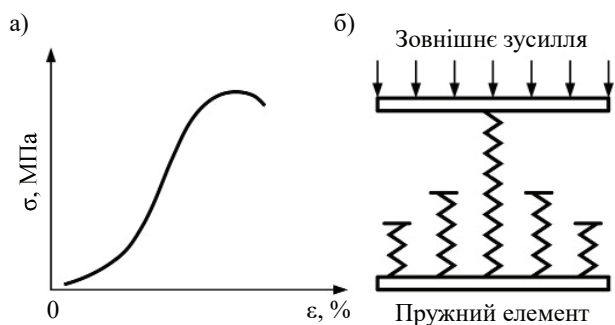


Рис. 1. Залежність напруження від відносної деформації шкіри (а) та модель пружної деформації шкіри (б)

му випадку зв'язок між напруженням та деформацією не може бути описаним з використанням закону Гука, він задається за допомогою потенціалу енергії деформації [18].

Пружні властивості та міцність біологічних тканин визначаються в основному волокнами білків еластину і колагену, механічні характеристики яких суттєво відрізняються.

Еластинові волокна входять до складу стінок судин, м'язів, покривних оболонок тощо і являють собою гумоподібний матеріал, який є гнучким і здатним розтягуватися. Еластин має порівняно високу розтяжність, тобто низький модуль пружності при розтягуванні уздовж волокна:  $(0,4—1,0) \cdot 10^6 \text{ Н/м}^2$  [19].

Колагенові волокна є важливою конструктивною частиною з'єднувальної тканини та входять до складу кісток, стінок судин, м'язових оболонок тощо. Колаген має на порядок вищий, ніж еластин, модуль пружності  $(0,5—1,0) \cdot 10^7 \text{ Н/м}^2$ , тобто характеризується нижчою здатністю до розтягування [19, 20]. Межа міцності колагену становить 18—25 МПа. Маючи високий модуль пружності та міцність, ці волокна запобігають розриву сухожилів, стінок кровоносних судин та інших тканин при великих механічних навантаженнях, а в легенях забезпечують тканинну стабілізацію альвеол [19, 21].

Завдяки різним поєднанням еластинових та колагенових волокон біологічні тканини набувають необхідних механічних властивостей. Так, наприклад, для стінок кровоносних судин характерною є в'язкопружність, яка відіграє велику роль у кровотоку. Стінки мають забезпечувати збереження оптимального діаметра судини, який у разі зміни тиску не повинен змінюватися більш ніж на 12%. Слід відзначити, що останніми роками успішно застосовують протезування кровоносних судин за допомогою спеціальних штучних матеріалів, що відтворюють їхні основні властивості включно з підтриманням оптимального діаметра просвіту судини, який є функцією модуля пружності та артеріально-го тиску [22].

Все це свідчить про важливість проведення досліджень з точного вимірювання основних механічних параметрів тканин та пред'являє особливо високі вимоги до характеристик та функціональних можливостей відповідних програмно-технічних засобів.

### Засоби для дослідження механічних характеристик біотканин

Відомі системи промислового виробництва, які здійснюють всі види досліджень механічних характеристик [23]. Серед них можна виділити як універсальні системи, призначені для досліджень різних матеріалів у широкому діапазоні параметрів, так і спеціалізовані системи для випробування *in-vitro* біологічних тканин, зокрема на стиснення, вигин та розтягнення (рис. 2, а). Такі системи зазвичай мають відмінні технічні характеристики, проте їхня висока вартість спонукає дослідницькі та навчальні лабораторії до пошуку дешевших альтернатив, якими можуть бути вузькоспеціалізовані одиничні установки власного виробництва, що здатні здійснювати обмежений перелік необхідних досліджень у достатньому діапазоні параметрів (рис. 2, б) [24].

Розглянемо спеціалізовані системи для проведення випробувань біологічних тканин на стиснення, які можуть бути задіяні як частина дослідницького обладнання в лабораторії електрозварювання живих тканин.

На рис. 3 показано спрощену структуру, яка є загальною для будь-якої системи дослідження механічної деформації тканин під дією тиску. Структура містить електрод-індентор з актуатором, давач тиску, систему керування та збору даних з підключенням до персонального комп'ютера та блок живлення.

Електрод-індентор діє безпосередньо на досліджуваний зразок тканини, що розміщується на жорсткій платформі. Він приводиться в дію актуатором електромеханічного, пневматичного, гідравлічного або іншого типу, який здійснює плавне переміщення електрода-індентора вздовж вертикальної осі, при цьому величина кроку переміщення впливає на точність вимірювань: чим меншим є крок переміщення, тим вищою може бути точність. Система керування та збору даних надсилає актуатору сигнали керування, які задають закон руху електрода-індентора в процесі дослідження, а також приймає електричні сигнали з давача тиску, пропорційні тиску, здійснюваному електродом-індентором на дослідний зразок тканини. При цьому система керування може або виводити дані на персональний комп'ютер, або мати власні засоби обробки та візуалізації результатів вимірювання.

Для побудови системи керування та збору даних можуть бути використані стандартні рішення у вигляді універсальних плат введення-виведення даних або пристрої з унікальною архітектурою. Переваги застосування готових універсальних рішень є цілком

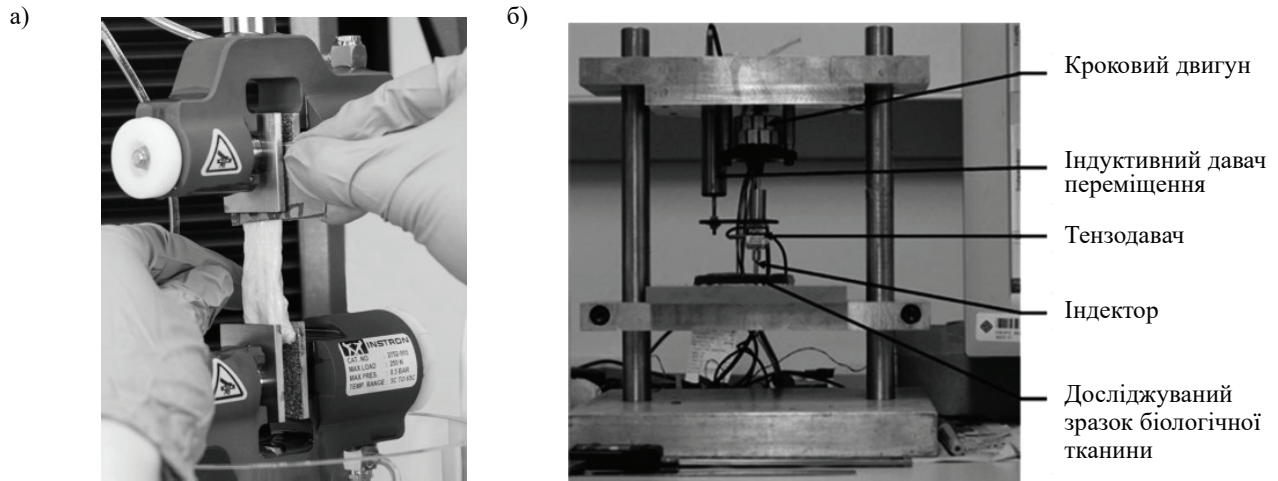


Рис. 2. Приклади систем для дослідження механічних характеристик біотканин:  
а — промислового виробництва [23]; б — лабораторного виконання [24]

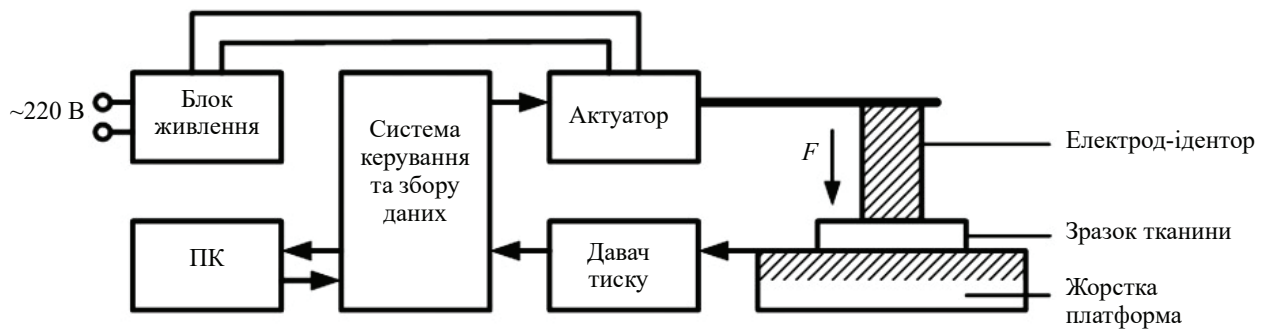


Рис. 3. Узагальнена схема системи дослідження деформацій біологічних тканин і біосумісних матеріалів при стисненні

зрозумілими: швидкість та простота розробки, можливість використання готового програмного забезпечення, сервісне обслуговування тощо. Серед таких рішень варто виділити платформи, що об'єднують потужні апаратні модулі збору даних, універсальні драйвери та прикладне програмне забезпечення, яке реалізує графічні мови програмування [25]. Такі платформи дозволяють ефективно вирішувати багато технічних і дослідницьких завдань, проте зазвичай мають дуже високу вартість, а їхня універсальність часто означає наявність надлишкового апаратного функціонала та недостатню гнучкість систем графічного програмування. Альтернативою тут може бути використання недорогих апаратно-програмних комплексів, на кшталт Arduino, які при досить помірній вартості надають достатні можливості для вирішення технічних завдань, пов'язаних з вимірюваннями, передачею даних до комп'ютера та управлінням виконавчими пристроями [26].

Arduino — це проста у використанні відкрита електронна платформа, що включає відкрите програмне забезпечення, призначена для швидкого створення інтерактивних електронних пристроїв. Платформа будується на базі мікроконтролерів Atmel і використовується для отримання сигналів

від аналогових і цифрових давачів, управління різними виконавчими пристроями та обміну інформацією з комп'ютером за допомогою різних інтерфейсів. Завдяки своїй простоті та невисокій вартості платформа знаходить широке застосування в навчальних лабораторіях. Зокрема, платформа Arduino була обрана нами при побудові експериментальної установки для отримання емпіричних даних про механічні властивості біологічних тканин та біосумісних матеріалів.

#### Опис експериментальної установки

За прототип експериментальної установки для дослідження деформацій біологічних тканин і біосумісних матеріалів при стисненні було обрано систему, наведену на рис. 2, б. Структура установки відповідає рис. 3, а у загальному вигляді вона представлена на рис. 4. Функцію давача тиску тут виконує тензометричний давач, що перетворює величину деформації в електричний аналоговий сигнал. Основою конструкції давача є резистивний міст Уїтстона, елементи якого змінюють свій опір при деформації. Давач використано спільно з високоточним двоканальним модулем, побудованим на спеціалізованій мікросхемі NH711, який здійснює перетворен-

ня аналогових даних з давача до цифрового вигляду. Модуль має 24-розрядний аналого-цифровий перетворювач, що забезпечує високу точність вимірювання. З метою спрощення програмування мікросхеми NH711 використано відповідну бібліотеку Arduino, що містить готові функції для роботи з нею [27].

Роль актуатора виконує сервопривід MG996R, який забезпечує мінімальний крок переміщення 0,052 мм, що відповідає одному градусу повороту. Використання в розробленій установці сервоприводу замість крокового двигуна, як у [24], дозволяє підвищити точність позиціонування електроду пристрою при переміщенні.

Для здійснення безпосереднього тиску на досліджуваній зразок використано електрод-індентор круглого перерізу діаметром 5 мм зі сталі, що має підвищену ударостійкість і пружність.

Попереднє визначення необхідних параметрів давача тиску та сервоприводу здійснювалось за допомогою моделювання в пакеті COMSOL 5.2 процесу стиснення біотканини (фрагменту м'язової тканини) між двома жорсткими сталевими плитами (рис. 5). Так, в результаті моделювання були визначені крок переміщення сервоприводу, момент сили сервоприводу,

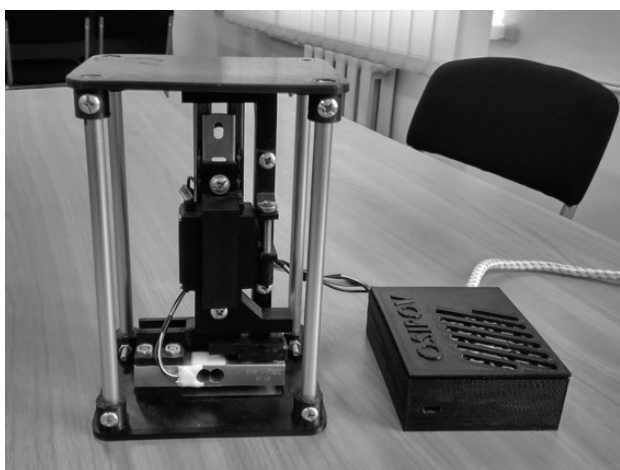


Рис. 4. Загальний вигляд установки для дослідження деформації біологічних тканин і біосумісних матеріалів при стисненні

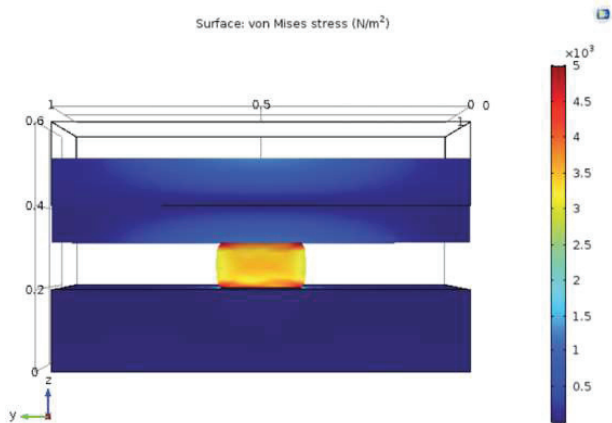


Рис. 5. Моделювання стиснення біотканини в COMSOL 5.2

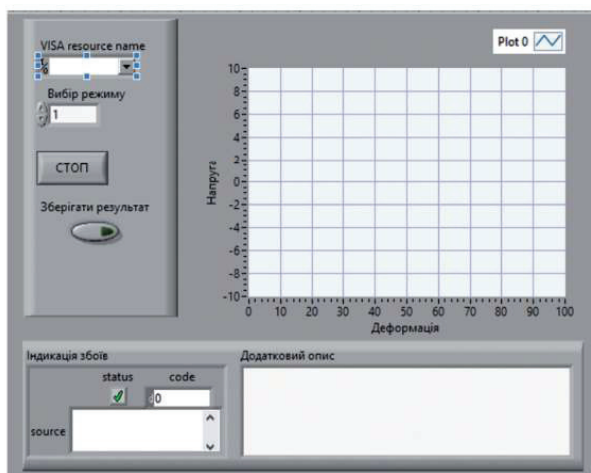


Рис. 6. Розроблений інтерфейс користувача

воду, максимальне зусилля, на яке має бути розрахований тензодавач (не менш ніж 150 Н).

Для побудови системи керування та збору даних використано апаратно-програмний комплекс Arduino Nano, який має компактні габаритні розміри та достатні для виконання покладених на нього функцій технічні характеристики. В даній установці комплекс Arduino здійснює зокрема передачу вимірюваної інформації в комп'ютер, керування рухом сервоприводу, а також живлення тензометричного давача та модуля аналого-цифрового перетворення.

Для забезпечення зручної взаємодії користувача з розробленою установкою в середовищі NI LabView було створене спеціальне програмне забезпечення (інтерфейс програми показано на рис. 6), здатне отримувати від комплексу Arduino результати дослідження та виводити на графічний дисплей діаграму деформації, зберігати отримані дані у файл типу \*.xls на комп'ютері, додавати коментар дослідника до збережених файлів, показувати індикатор збою роботи програми.

### Результати практичного застосування установки

За допомогою експериментальної установки було досліджено деформації зразків біологічних тканин під дією тиску. На рис. 7 наведено діаграми деформації зразків тканини курячої печінки та курячого серця. Діаграми містять пряму та зворотну ділянки, що відображують відповідно процеси стиснення та подальшого зняття тиску. Як видно з рисунків, тканина серця є більш пружною і демонструє набагато більші значення механічного напруження, ніж тканина печінки, за умов забезпечення однакових значень відносної деформації. Так, наприклад, при значенні відносної деформації 60% механічне напруження зразка печінки дорівнює 20 кПа, тоді як напруження зразка серця складає близько 140 кПа. Обидва графіки мають нелінійну залежність: на початковому етапі збільшення деформації напруження в тканинах на-

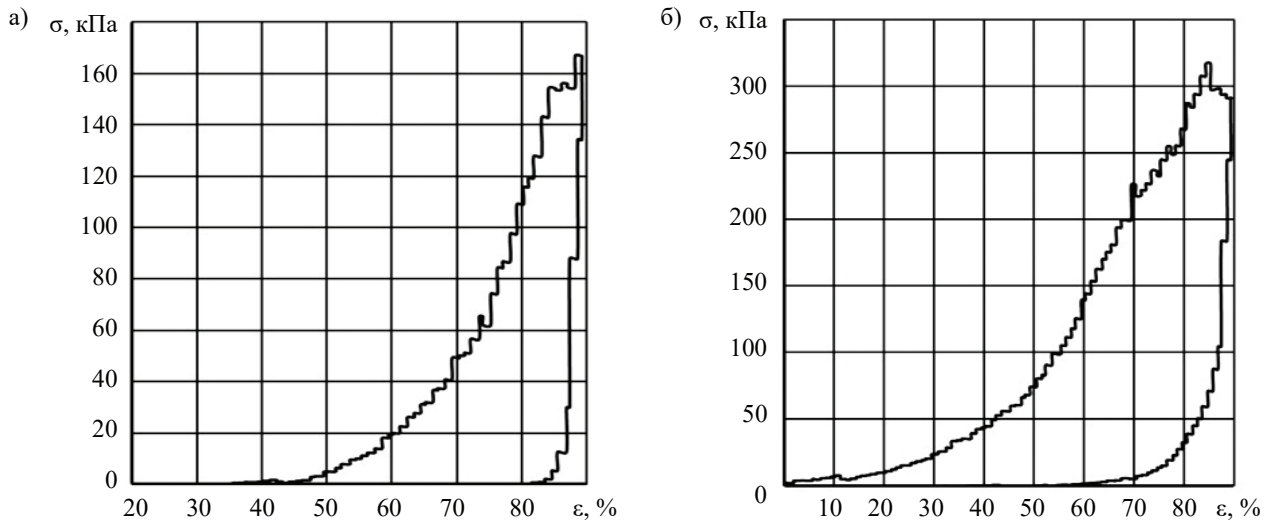


Рис. 7. Графік деформації дослідних зразків тканини курячої печінки (а) та курячого серця (б)

ростає повільно, тоді як при подальшому рості деформації напруження суттєво збільшується. Зворотні ділянки графіків не збігаються з прямими через руйнування внутрішньої структури зразків під дією тиску, в результаті чого пружні властивості тканин істотно змінюються. Нерівномірність зміни механічного напруження під дією тиску, наявність «викидів» на графіках пояснюються неоднорідністю структури біологічних тканин, які містять порожнини, заповнені повітрям та рідиною.

Отримання достовірних експериментальних даних про механічні властивості біологічних тканин та біосумісних матеріалів, в тому числі модуль пружності  $E$ , коефіцієнт поперечної деформації  $\mu$  (коефіцієнт Пуассона), допустиме напруження  $\sigma$  тощо, є необхідною умовою для побудови адекватних математичних моделей. Важливість створення таких моделей важко переоцінити, оскільки дослідження механічних властивостей під дією тиску належать до класу методів руйнівного контролю, що в багатьох випадках означає суттєві обмеження під час проведення експериментів над живими біологічними тканинами або навіть неможливість їхньої реалізації. Ефективним математичним інструментом для створення моделей систем з розподіленими параметрами, якими є біотканини та біосумісні матеріали, вважається метод кінцевих елементів [10, 28, 29], за допомогою якого можливо розробити віртуальні об'єкти високої точності для проведення над ними надалі широкого спектра досліджень.

**Висновки**

Розроблена з використанням сучасних апаратних та програмних засобів, а також ефективних технічних рішень система для дослідження механічних деформацій біологічних тканин і біосумісних матеріалів при стисненні має високі метрологічні характеристики, низьку собівартість та дозволяє здійснюва-

ти всі необхідні функції з вимірювання, обробки та візуалізації даних. На основі даних, отриманих в результаті вимірювання такою системою, можуть бути сформовані рекомендації для лікарів щодо обрання оптимальних режимів роботи медичних приладів та інструментів у кожному конкретному випадку. Крім цього, вимірювані дані можуть бути використані для побудови математичних моделей біологічних тканин та біосумісних матеріалів з метою подальшого проведення над ними віртуальних експериментів. Саме створенню математичних моделей біологічних тканин на основі методу кінцевих елементів із застосуванням отримуваних за допомогою розробленої системи фактичних значень, що характеризують тканину, планується присвятити майбутні дослідження в даному напрямку.

**ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА**

1. Кузьмин А.В. Трехмерное моделирование и визуализация в медицине. *Вестник Пензенского государственного университета*, 2015, № 4 (12), с. 122–126.
2. Кузьмин А.В., Милюткин М.Г., Черепанов А.С. и др. Алгоритмы определения видимости объектов сцены при симуляционном обучении базовым навыкам лапароскопии. *Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки*, 2013, № 3, с. 40–51.
3. Гаврюшин С.С., Утенков В.М., Хрыков С.С. Биомеханическое моделирование индивидуализированных имплантируемых изделий для реконструктивной хирургии. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 2017, № 2, с. 1–13. <https://doi.org/10.18698/2308-6033-2017-2-1582>
4. Николаев С.Н. Программный модуль для трехмерного моделирования хирургической операции по увеличению груди. *Компьютерные инструменты в образовании*, 2012, № 3, с. 38–46.
5. Paton В.Е. Welding and related technologies for medical application. *The Paton Welding Journal*, 2008, № 11, p. 11–19.
6. Патон В.Е., Булавин Л.А., Актан О.Ю. та ін. Структурні перетворення колагену при електрозварюванні м'яких живих тканин. *Доповіді Національної академії наук України*, 2010, № 2, с. 94–101.
7. Лебедев А.В., Дубко А.Г., Лопаткина К.Г. Особенности применения теории контактной сварки металлов к сварке живых тка-

ней. *Технічна електродинаміка. Тематичний випуск «Силова електроніка та енергоефективність»*, 2012, т. 2, с. 187–192.

8. Григорькина, Е.С., Кузьмин А.В., Сергеев С.В. Компьютерное 3D-моделирование травмирующего воздействия на верхнюю челюсть. *Практическая медицина*, 2015, № 2 (87), т. 2, с. 76–78.

9. Lam C.K., Sundaraj K., Sulaiman, M.N. Computer-based virtual reality simulator for phacoemulsification cataract surgery training. *Virtual Reality* 18, 2014, p. 281–293. <https://doi.org/10.1007/s10055-014-0251-3>.

10. Chanthasopeephan T., Desai J. P. and Lau A. C. W. Modeling soft-tissue deformation prior to cutting for surgical simulation: finite element analysis and study of cutting parameters. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, vol. 54, no. 3, p. 349–359, <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886937>.

11. Guo Z., You S., Wan X., Bićanić N. A FEM-based direct method for material reconstruction inverse problem in soft tissue elastography. *Computers and Structures*, 2010, vol. 88, iss. 23–24, p. 1459–1468. <https://doi.org/10.1016/j.compstruc.2008.06.004>

12. Лекишвили М.В. *Технологии изготовления костного пластического материала для применения в восстановительной хирургии: автореф. дис. ... д-ра мед. наук*, Москва, 2005, 47 с.

13. Нигматуллин Р.Т. *Очерки трансплантации тканей*, Уфа, 2003, 160 с.

14. Савельев В.И., Корнилов Н.В. Калинин А.В. *Актуальные проблемы трансплантации тканей*. СПб., МорсарАВ, 2001, 157 с.

15. Gasser T.C., Ogden R.W., and Holzapfel G.A. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the royal society interface*, 2006, vol. 3, iss. 6, p. 15–35. <http://doi.org/10.1098/rsif.2005.0073>

16. Holzapfel G.A., Gasser T.C., and Ogden R.W. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*, 2000, vol. 61, p. 1–48. <https://doi.org/10.1023/A:1010835316564>

17. Антонюк В.С., Бондаренко М.О., Ващенко В.А. та ін. *Біофізика і біомеханіка*. Київ, НТУУ «КПІ», 2012, 344 с.

18. Лурье А.И. *Нелинейная теория упругости*. Москва, Наука, 1980, 260 с.

19. Владимиров Ю.А., Рошупкин Д.И., Потапенко А.Я., Деев А.И. *Биофизика*, Москва, Медицина, 1983, 272 с.

20. Franzke C.W., Bruckner P., and Bruckner-Tuderman L. Collagenous transmembrane proteins: recent insights into biology and pathology. *Journal of Biological Chemistry*, 2005, vol. 280, no. 6, p. 4005–4008. <https://doi.org/10.1074/jbc.r400034200>

21. Пурия Б.А., Касьянов В.А. *Биомеханика крупных кровеносных сосудов человека*. Рига, Зинатне, 1980, 260 с.

22. Юсков В.Н. *Хирургия в вопросах и ответах*. Ростов-на-Дону, Феникс, 2000, 573 с.

23. Instron — Low-Force Testing of Tissues and Biomaterials In Vitro. <https://www.instron.us/testing-solutions/by-material/biomedical/tension/tissues--biomaterials> (accessed date: 10.10.2020)

24. Yuen Q. W.-H., Zheng Y.-P., Huang Y.-P. et al. In-vitro strain and modulus measurements in porcine cervical lymph nodes. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 2011, vol. 5, p. 39–46. <https://doi.org/10.2174/1874120701105010039>

25. Advantech USB-4716 200 kS/s, 16-Bit, 16-Ch Multifunction DAQ USB Module, [https://www.advantech.com/products/1-2mlkno/usb-4716/mod\\_a3ab933c-c6d3-49eb-9d25-58cacedef7a](https://www.advantech.com/products/1-2mlkno/usb-4716/mod_a3ab933c-c6d3-49eb-9d25-58cacedef7a) (accessed date: 10.10.2020)

26. Arduino, <https://www.arduino.cc> (accessed date: 10.10.2020)

27. HX711 — 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales. Datasheet, [http://image.dfrobot.com/image/data/SEN0160/hx711\\_english.pdf](http://image.dfrobot.com/image/data/SEN0160/hx711_english.pdf) (accessed date: 10.10.2020)

28. Бегун П.И., Афонин П.Н. *Моделирование в биомеханике*. Москва, Высшая школа, 2004, 390 с.

29. Nealen A., Müller M., Keiser R. et al. Physically based deformable models in computer graphics. *Computer Graphics Forum*, 2006, vol. 25, iss. 4, pp. 809–836. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8659.2006.01000.x>

Дата надходження рукопису  
до редакції 16.11 2020 р.

DOI: 10.15222/ТКЕА2020.5-6.40  
УДК 620.17.05

А. Г. ДУБКО<sup>1, 2</sup>, Р. С. ОСИПОВ<sup>1</sup>, Ю. В. БОНДАРЕНКО<sup>1</sup>, А. Ф. БОНДАРЕНКО<sup>1</sup>

Украина, г. Киев, <sup>1</sup>КПИ им. Игоря Сикорского; <sup>2</sup>ИЭС им. Е. А. Патона НАН Украины  
E-mail: andreyies17@gmail.com, romanosipov1997@gmail.com, bondarenkoaf@gmail.com

## ЭЛЕКТРОННЫЕ СРЕДСТВА ИССЛЕДОВАНИЯ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Показана актуальность исследований механических свойств биологических тканей и биосовместимых материалов для успешного решения задач общей и восстановительной хирургии, трансплантологии, мануальной терапии, виртуального моделирования хирургических операций, роботизации хирургии и пр. Представлены основные сведения о биологической ткани как объекте исследования. Приведен краткий обзор средств для исследования механических характеристик биологических тканей. Описана разработанная с использованием современных аппаратных и программных средств, а также эффективных технических решений экспериментальная установка для исследования деформаций биологических тканей и биосовместимых материалов при сжатии. Представлены результаты практического применения разработанной установки и проанализированы полученные зависимости механического напряжения образцов биологических тканей от их деформации под действием давления. Система обладает высокими метрологическими характеристиками, низкой себестоимостью и позволяет осуществлять все необходимые функции по измерению, обработке и визуализации данных. На основе данных, полученных в результате измерения такой системой, могут быть сформированы рекомендации для врачей по выбору оптимального режима работы медицинских приборов и инструментов в каждом конкретном случае. Кроме этого, измеряемые данные могут быть использованы для построения математических моделей биологических тканей и биосовместимых материалов с целью дальнейшего проведения виртуальных экспериментов. Именно созданию математических моделей биологических тканей на основе метода конечных элементов с применением получаемых с помощью разработанной системы фактических значений, характеризующих ткань, планируется посвятить будущие исследования в данном направлении.

Ключевые слова: аппаратно-программный комплекс, измерение, механические свойства, биологическая ткань, биосовместимый материал.

## ELECTRONIC DEVICES FOR STUDYING MECHANICAL PROPERTIES OF BIOLOGICAL TISSUES

*The paper shows the relevance of studying the mechanical properties of biological tissues and biocompatible materials for solving the problems of general and reconstructive surgery, transplantology, manual therapy, virtual simulation of surgical operations, robotic surgery, etc. The authors present basic information about biological tissue as an object of research and give a brief overview of the devices used for studying the mechanical characteristics of biological tissues. An experimental system for testing deformations of biological tissues and biocompatible materials during compression is described. The system is developed using modern hardware and software, as well as effective technical solutions. The results of the practical use of the developed device are presented and the obtained dependences of the mechanical stress of biological tissue samples on their deformation under pressure are analyzed. The system has high metrological characteristics and low cost, and allows performing all the necessary functions for measuring, processing and visualizing the data. The measurements obtained with this system can help form the recommendations for doctors on choosing the optimal operation mode of medical devices and instruments in each specific case. In addition, the measured data can be used to create mathematical models of biological tissues and biocompatible materials in order to further carry out virtual experiments. In further studies, the authors plan to create the mathematical models of biological tissues based on the finite element method and using the actual values characterizing the tissue, obtained with the developed system.*

*Keywords: hardware and software complex, measurement, mechanical properties, biological tissue, biocompatible material.*

### REFERENCES

1. Kuz'min A.V. 3D modeling and visualization in medicine. *Penza State University Bulletin*, 2015, no. 4 (12), pp. 122–126. (Rus)
2. Kuz'min A.V., Milyutkin M.G., Cherepanov A.S. et al. Algorithms for estimation of scene objects visibility in simulation training of basic laparoscopy skills. University proceedings. Volga region. *Technical sciences*, 2013, no. 3, pp. 40–51. (Rus)
3. Gavryushin S.S., Utenkov V.M., Khrykov S.S. Biomechanical modeling of personalised implants for reconstructive surgery. *Engineering Journal: Science and Innovations*, 2017, no. 2 (62), pp. 1–13. <https://doi.org/10.18698/2308-6033-2017-2-1582>
4. Nikolaev S.N. [Software module for 3D modeling of breast augmentation surgery]. *Computer Tools in Education*, 2012, no. 3, c. 38–46. (Rus)
5. Paton B.E. Welding and related technologies for medical application. *The Paton Welding Journal*, 2008, no. 11, pp. 11–19.
6. Paton B.E., Bulavyn L.A., Aktan O.Yu. et al. [Structural transformations of collagen during electric welding of soft living tissues]. *Reports of the National Academy of Sciences of Ukraine*, 2010, no. 2, pp. 94–101. (Ukr)
7. Lebedev A.V., Dubko A.G., Lopatkina K.G. Features of application of the theory of contact welding of metals to welding of living tissues. *Technical Electrodynamics. Special Issue "Power Electronics and Energy Efficiency"*, 2012, vol. 2, p. 187–192. (Ukr)
8. Grigorkina E.S., Kuzmin A.V., Sergeev S.V. Computer 3D-modeling of traumatic impact on the upper jaw. *Practical Medicine*, 2015, no. 2 (87), т. 2, с. 76–78. (Rus)
9. Lam C.K., Sundaraj K., Sulaiman, M.N. Computer-based virtual reality simulator for phacoemulsification cataract surgery training. *Virtual Reality* 18, 2014, pp. 281–293. <https://doi.org/10.1007/s10055-014-0251-3>.
10. Chanthasopephan T., Desai J. P. and Lau A. C. W. Modeling soft-tissue deformation prior to cutting for surgical simulation: finite element analysis and study of cutting parameters. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, vol. 54, no. 3, pp. 349–359, <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.886937>.
11. Guo Z., You S., Wan X., Bićanić N. A FEM-based direct method for material reconstruction inverse problem in soft tissue elastography. *Computers and Structures*, 2010, vol. 88, iss. 23–24, pp. 1459–1468. <https://doi.org/10.1016/j.compstruc.2008.06.004>
12. Lekishvili M.V. *Tekhnologii izgotovleniya kostnogo plasticheskogo materiala dlya primeneniya v vosstanovitel'noy khirurgii: avtoref. dis. ... d-ra med. nauk* [Technologies for the manufacture of bone plastic material for use in reconstructive surgery: abstract of dis. ... Dr. med. sciences], Moscow, 2005, 47 p. (Rus)
13. Nigmatullin R.T. *Ocherki transplantatsii tkaney* [Essays on tissue transplantation], Ufa, 2003, 160 c. (Rus)
14. Savel'yev V.I., Kornilov N.V., Kalinin A.V. *Aktual'nyye problemy transplantatsii tkaney* [Actual problems of tissue transplantation]. SPb., Morsar AV, 2001, 157 p. (Rus)
15. Gasser T.C., Ogden R.W., and Holzapfel G.A. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the royal society interface*, 2006, vol. 3, iss. 6, pp. 15–35. <http://doi.org/10.1098/rsif.2005.0073>
16. Holzapfel G.A., Gasser T.C., and Ogden R.W. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*, 2000, vol. 61, pp. 1–48. <https://doi.org/10.1023/A:1010835316564>
17. Antonyuk V.S., Bondarenko M.O., Vashchenko V.A. et al. *Biophysica i biomekhanicsa* [Biophysics and biomechanics]. Kyiv, NTUU "KPI", 2012, 344 p. (Ukr)
18. Lur'ye A.I. *Nelineynaya teoriya uprugosti* [Nonlinear theory of elasticity]. Moscow, Nauka, 1980, 260 p. (Rus)
19. Vladimirov Yu.A., Roshchupkin D.I., Potapenko A.Ya., Deyev A.I. *Biophysica*, [Biophysics]. Moscow, Meditsina, 1983, 272 p. (Rus)
20. Franzke C.W., Bruckner P., Bruckner-Tuderman L. Collagenous transmembrane proteins: recent insights into biology

and pathology. *Journal of Biological Chemistry*, 2005, vol. 280, no. 6, pp. 4005–4008. <https://doi.org/10.1074/jbc.r400034200>

21. Purinya B.A., Kas'yanov V.A. *Biomehanika krupnykh krovynosnykh sosudov cheloveka* [Biomechanics of human large blood vessels]. Riga, Zinatne, 1980, 260 p.

22. Yuskov V.N. *Khirurgiya v voprosakh i otvetakh* [Surgery in questions and answers]. Rostov-on-Don, Feniks, 2000, 573 p.

23. Instron — *Low-Force Testing of Tissues and Biomaterials In Vitro*. <https://www.instron.us/testing-solutions/by-material/biomedical/tension/tissues--biomaterials> (accessed date: 10.10.2020)

24. Yuen Q. W.-H., Zheng Y.-P., Huang Y.-P. et al. In-vitro strain and modulus measurements in porcine cervical lymph nodes. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 2011, vol. 5, pp. 39–46. <https://doi.org/10.2174/1874120701105010039>

25. *Advantech USB-4716 200 kS/s, 16-Bit, 16-Ch Multifunction DAQ USB Module*, [https://www.advantech.com/products/1-2mlkno/usb-4716/mod\\_a3ab933c-c6d3-49eb-9d25-58cacecdef7a](https://www.advantech.com/products/1-2mlkno/usb-4716/mod_a3ab933c-c6d3-49eb-9d25-58cacecdef7a) (accessed date: 10.10.2020)

26. *Arduino*, <https://www.arduino.cc> (accessed date: 10.10.2020)

27. *HX711 — 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales. Datasheet*, [http://image.dfrobot.com/image/data/SEN0160/hx711\\_english.pdf](http://image.dfrobot.com/image/data/SEN0160/hx711_english.pdf) (accessed date: 10.10.2020)

28. Begun P.I., Afonin P.N. *Modelirovaniye v biomekhanike* [Modeling in biomechanics]. Moscow, Vysshaya shkola 2004, 390 p.

29. Nealen A., Müller M., Keiser R. et al. Physically based deformable models in computer graphics. *Computer Graphics Forum*, 2006, vol. 25, iss. 4, pp. 809–836. <https://doi.org/10.1111/j.1467-8659.2006.01000.x>

**Опис статті для цитування:**

Дубко А. Г., Осіпов Р. С., Бондаренко Ю. В., Бондаренко О. Ф. Електронні засоби дослідження механічних властивостей біологічних тканин. *Технологія и конструирование в электронной аппаратуре*, 2020, № 5–6, с. 40–47. <http://dx.doi.org/10.15222/ТКЕА2020.5-6.40>

**Cite the article as:**

Dubko A. G., Osypov R. S., Bondarenko Yu. V., Bondarenko O. F. Electronic devices for studying mechanical properties of biological tissues. *Tekhnologiya i Konstruirovaniye v Elektronnoi Apparature*, 2020, no. 5–6, pp. 40–47. <http://dx.doi.org/10.15222/ТКЕА2020.5-6.40>

**РЕЦЕНЗЕНТИ НОМЕРА**

*Белоха Галина Сергіївна*, канд. техн. наук, доцент, Східноукраїнський національний університет імені Володимира Даля, м. Северодонецьк

*Дружинін Анатолій Олександрович*, докт. техн. наук, професор, Національний університет «Львівська політехніка»

*Круковський Семен Іванович*, докт. техн. наук, начальник відділку, НВП «Електрон-Карат», м. Львів

*Плаксін Сергій Вікторович*, докт. фіз.-мат. наук, зав. відділом, Інститут транспортних систем і технологій НАНУ, м. Дніпро

*Поплавко Юрій Михайлович*, докт. фіз.-мат. наук, професор, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»