

ДОСЛІДЖЕННЯ ЗМІНИ ПИТОМОЇ ЕЛЕКТРОПРОВІДНОСТІ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН В РЕЗУЛЬТАТІ ЛОКАЛЬНОГО СТИСКАННЯ ЕЛЕКТРОДАМИ ПРИ БІПОЛЯРНОМУ ЗВАРЮВАННІ

Ю.М. Ланкін, В.Г. Соловйов, І.Ю. Романова

ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України. 03150, м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

В роботі наводяться результати математичного моделювання анізотропії питомої електропровідності м'якої біологічної тканини та досліджується різниця результатів процесу зварювання біологічних тканин, отриманих без урахування та з урахуванням анізотропії питомої електропровідності біологічної тканини. Порівнюються результати розрахунків опору тканини, щільності струму та дисперсії імпедансу. Бібліогр. 14, табл. 1, рис. 10.

Ключові слова: зварювання біологічних тканин, питома електропровідність, математичне моделювання, анізотропія біологічних тканин

М'які біологічні тканини (МБТ) складаються з клітин, сполучної тканини та тканинної рідини. Основною структурною одиницею всього живого є клітини. Вони складаються з мембрани, всередині якої знаходиться желеподібна цитоплазма з великою кількістю органел. Основу сполучної тканини складають колагенові та еластинові волокна. Ці волокна разом з перетинками формують губчасту структуру сполучної тканини, в комірках якої знаходиться тканинна рідина. Дякуючи такій структурі, МБТ значно більш еластичні, ніж будь-які метали та навіть гума. При стисканні електрозварювальним інструментом вони значно деформуються, що веде до суттєвих змін їх електричних та теплофізичних властивостей. Електрозварювання МБТ відрізняється від електрокоагуляції обов'язковим застосуванням значного зусилля стискання електродами [1, 2]. Тиск електродів веде до руйнування мембран клітин (можливо), переносу електропровідної тканинної води від центру електродів до периферії в напрямку зниження тиску, підвищення температури пароутворення та максимальної температури тканини.

В даний час дослідники приділяють значну увагу підвищенню якості та надійності зварних з'єднань МБТ, розширенню діапазону видів і товщини зварюваних тканин шляхом дослідження процесу контактного електричного зварювання МБТ як об'єкта автоматичного регулювання. Вони надають аналітичні розрахунки, комп'ютерне моделювання процесу зварювання, експериментальні дослідження на лабораторних установках, проводять обробку та аналіз отриманих результатів [3–10].

Відомі публікації з математичного моделювання теплових процесів в МБТ (наприклад, [11]). Але всі вони присвячені або поверхневому нагріву сфокусованим джерелом енергії типу лазерного променя, або за допомогою одноелектродних електрохірургічних інструментів. Крім того, в них МБТ розглядаються як тверді тіла з постійними теплофізичними та електричними характеристиками. Ці припущення тільки в якості першого наближення можуть бути використані для моделювання електрокоагуляції, але не придатні для моделювання електричного зварювання.

Біологічні тканини, дякуючи наявності внутрішньоклітинної та тканинної рідини з розчиненими в ній солями, є електропровідними. Іони в них є основними носіями струму. Білки, з яких побудовані мембрани клітин, органели та структурні тканини не є електропровідними. Електропровідність тканини залежить від її внутрішньої структури і значно змінюється в процесі зварювання внаслідок місцевого стискання електродами, фазових перетворень води, що знаходиться в тканині, коагуляції білків, теплових впливів і т.п. У зв'язку з цим питома електропровідність в кожному елементарному об'ємі тканини має значну анізотропію. Джоулеве тепло, яке виділяється в кожному елементарному об'ємі тканини при протіканні струму, пропорційне квадрату струму і зворотно-пропорційне її електропровідності. При цьому в літературних джерелах переважно описуються теплові процеси, результати яких отримано з використанням значень питомої електропровідності нестиснутої тканини [12, 13].

Ланкін Ю.М. – <https://orcid.org/0000-0001-6306-8086>, Соловйов В.Г. – <https://orcid.org/0000-0002-1454-7520>,

Романова І.Ю. – <https://orcid.org/0000-0001-7154-1830>

© Ю.М. Ланкін, В.Г. Соловйов, І.Ю. Романова, 2021

Між затискачами електродів, там, де тканина стискається найбільше і має найбільшу деформацію, відбуваються основні процеси, що характеризують біполярне зварювання МБТ. У зв'язку з цим вивчення анізотропії питомої електропровідності стиснутої МБТ є актуальним.

Ціль роботи – показати різницю значень параметрів процесів зварювання МБТ, отриманих без урахування та з урахуванням АПЕ біологічних тканин.

Експериментальні дослідження. Дослідження стискання МБТ проводилось на лабораторній зварювальній установці (рис. 1). На ній встановлено лазерний датчик переміщення верхнього електрода відносно нижнього. Переміщення точки лазера, що світиться на віддаленому екрані, відповідає переміщенню верхнього електрода з коефіцієнтом підсилювання в декілька десятків разів. Розширення системи вимірювання переміщення верхнього електрода ± 15 мкм. При такій чутливості на точність вимірювання товщини тканини, що стискається, вже починає впливати деформація всієї конструкції, що веде до деякого переміщення нижнього електрода при збільшенні навантаження у вигляді гіри. Для мінімізації цих похибок попередньо визначалась залежність переміщення верхнього електрода від величини прикладеного зусилля без тканини між електродами. Ця залежність використовувалась для коригування показників датчика при вимірюваннях зміни товщини тканин в залежності від зусилля стискання.

Діапазон встановлюваного тиску електродів P складає 15...1100 кПа. Оскільки реально тиск на поверхні електродів розподілений нерівномірно, в нашому випадку мається на увазі середнє значення тиску $P = F/S_e$, де F – сила, прикладена до електродів; S_e – площа контактної поверхні електродів.

Переріз електродів 3×10 мм, тобто $S_e = 30$ мм². Довгі сторони прямокутних в поперечному перері-

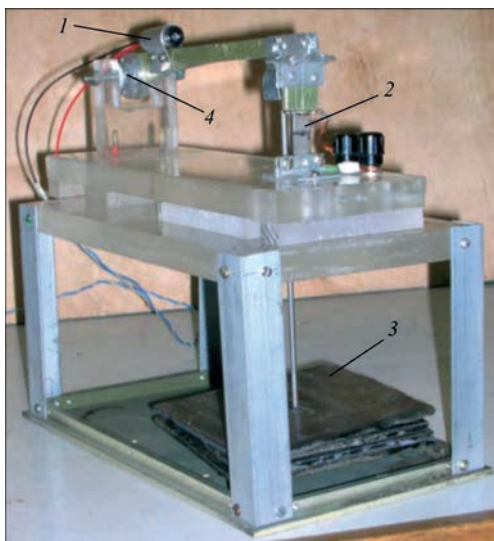


Рис. 1. Лабораторна зварювальна установка: 1 – лазерний датчик переміщення електрода; 2 – електроди; 3 – гіри; 4 – вісь важеля

зі електродів перпендикулярні до повздовжньої осі важеля. Це гарантує рівномірність розподілу тиску уздовж більшої сторони електрода та невелику нерівномірність уздовж меншої. В експерименті використовувався серцевий м'яз свині, взятий не пізніше трьох годин після забою тварини. Перед дослідженням серце зберігалось при температурі $+5$ °С.

На рис. 2 наведена залежність товщини h_s серцевого м'яза між електродами електрозварювальної установки від P . Розміри фрагменту серцевого м'яза: товщина $m_s = 6,9$ мм, ширина $l_h = 35$ мм та глибина $d_h = 25$ мм. Площа фрагменту серцевого м'яза $S_\phi = 875$ мм².

Одночасно з вимірюванням $h_s(P)$ вимірювався електричний опір фрагмента серцевого м'яза $R_\phi(P)$ при подачі постійної напруги $U_{дж} = 6,9$ В через опір $R = 1$ кОм. Вимірювалась напруга на електродах $U_{інд}$. Існує багато схем вимірювання опору МБТ і загальною проблемою для них є неточність дотримання розмірів зразків. Проте, в нашому випадку проводиться вимірювання одного й того ж зразка, але при різному місцевому стисканні тканини. Тому за умови $S_\phi \gg S_e$ заданою початковою неточністю розмірів фрагмента серцевого м'яза нехтуємо.

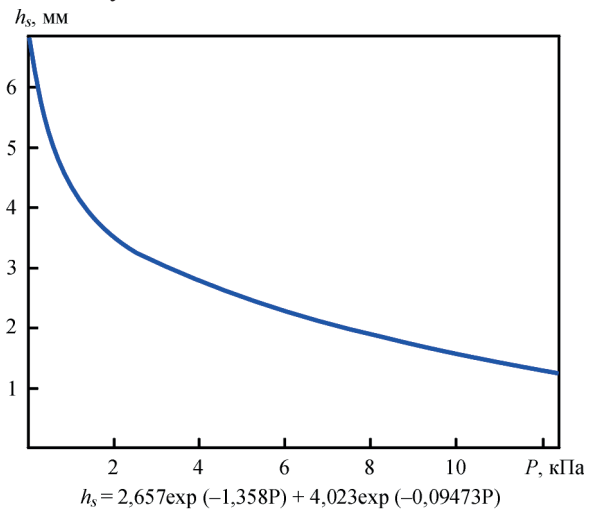


Рис. 2. Залежність товщини серцевого м'яза між електродами електрозварювальної установки h_s від тиску електродів P

Результати експериментів

Номер п/п	P , кПа	h_s , мм	h_s , відн. од.	$R_\phi(0,3$ кГц), Ом
1	0	6,90	0,9999	778
2	16,4	6,37	0,9232	760
3	146,2	4,20	0,6087	635
4	271,2	3,43	0,4971	586
5	422,1	2,86	0,4145	568
6	557,9	2,53	0,3667	551
7	691,0	2,27	0,3290	551
8	825,0	2,06	0,2986	547
9	960,9	1,65	0,2391	546
10	1091,4	1,52	0,2203	542

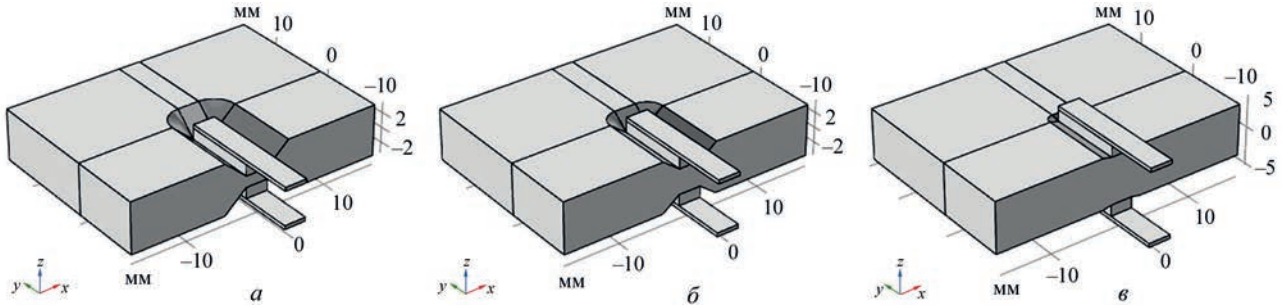


Рис. 3. Геометрична модель експерименту при різних значеннях h_s : $a - h_s = 1,52$ мм; $h_1 = 0,2203$; $b - h_s = 3,43$ мм, $h_1 = 0,4971$; $v - h_s = 6,37$ мм, $h_1 = 0,9232$

Опір R_ϕ фрагмента серцевого м'яза розраховується за формулою:

$$R_\phi = \frac{U_{\text{інд}} R}{U_{\text{дж}} - U_{\text{інд}}}$$

Результати експериментів наведено в таблиці, де $h_1 = h_s / m_s$.

Математичне моделювання. Математична модель експерименту будувалась з використанням пакета COMSOL multiphysics 5.3a. В склад моделі включено модулі («Physics») «Electric Currents» та «Heat Transfer in Solids» з вирішувачем «Multiphysics/Electromagnetic Heating», який дозволяє об'єднувати ці різні фізики для вирішування задач моделі. На рис. 3 показано геометричну модель при різних умовах стиснення МБТ. В якості матеріалів, що використовуються в моделі, прийняті мідь і серцевий м'яз свині. Основний підхід до моделювання був таким, щоб забезпечити найкращу відповідність геометричної частини моделі до геометричних параметрів фізичного експерименту. При цьому необхідно було використовувати фізичні властивості МБТ, що відповідають серцевому м'язу свині. Виходячи з теорії подібності [14], такий підхід дозволить визначити потрібні значення питомої електропровідності тканини методом послідовних наближень при урахуванні даних таблиці та розрахованих на математичній моделі.

В моделі для імітації зусилля стиснення МБТ вводиться функціональна залежність між зусиллям стиснення і відстанню між стискаючими електродами $P(h_s)$, зворотна залежність від тієї, яка отримана експериментальним шляхом (рис. 2).

Розрахункова складова для «electrical conductivity» (електропровідності) $\sigma(x)$ є графічною інтерпретацією зміни питомої електропровідності σ від координати x моделі та питомою проміжною електропровідністю $G_{\text{пром}}$, де $G_{\text{пром}}$ – значення $\sigma(x)$ при $x = 0$ (рис. 4, а). $G_{\text{пром}}$ названо проміжною, тому що її значення знаходиться між шуканим мінімальним значенням $G_{\text{мін}}$ та максимальним значенням питомої електропровідності тканини $G_{\text{макс}}$. При $h_{1\text{мін}}$ $G_{\text{пром}} = G_{\text{мін}}$, при $h_{1\text{макс}}$ $G_{\text{пром}} = G_{\text{макс}}$. На рис. 4, а значення $G_{\text{макс}}$, $G_{\text{пром}}$ і $G_{\text{мін}}$ взято довільно для наочності викладу.

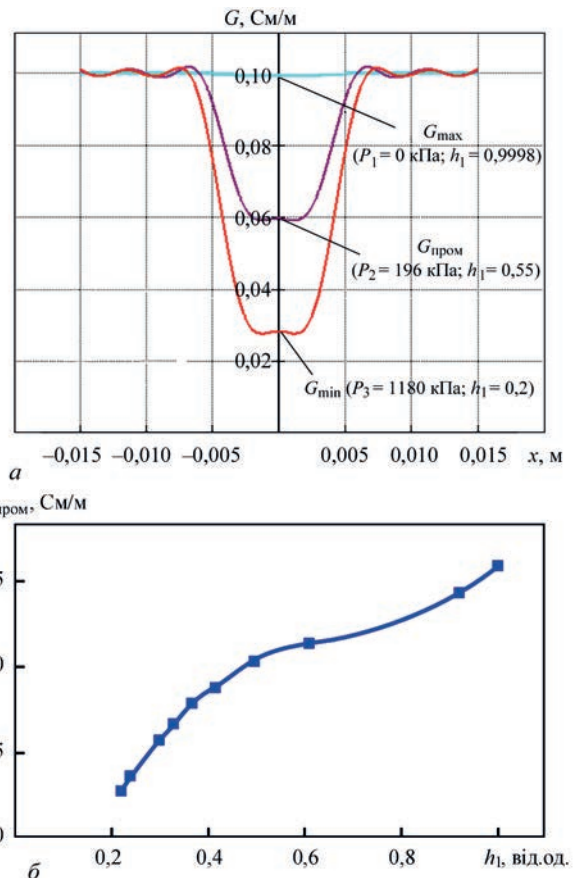


Рис. 4. Графічна інтерпретація зміни питомої електропровідності $\sigma(x)$ при максимальному значенні $h_{1\text{макс}}$, проміжному значенні $h_{1\text{пром}}$ і мінімальному значенні $h_{1\text{мін}}$ (а) та АПЕ при стисненні МБТ (б)

Моделювання в COMSOL multiphysics методом подібності геометричних параметрів фізичної та математичної моделей дозволило визначити АПЕ в зоні локального стиснення МБТ (рис. 4, б). Як видно з цього графіка, питома електропровідність серцевого м'яза свині зі зменшенням відносного стиснення МБТ зменшується приблизно в два рази. Всі оприлюднені дані про питомий опір отримані для нестиснутих біологічних тканин та зовсім не придатні для використання при розрахунках і математичному моделюванні процесів біполярного зварювання.

На рис. 5 наведено графіки розподілу питомої електропровідності у фрагменті МБТ при різних значеннях локального стиснення. З графіків видно як зменшується питома електропровідність при

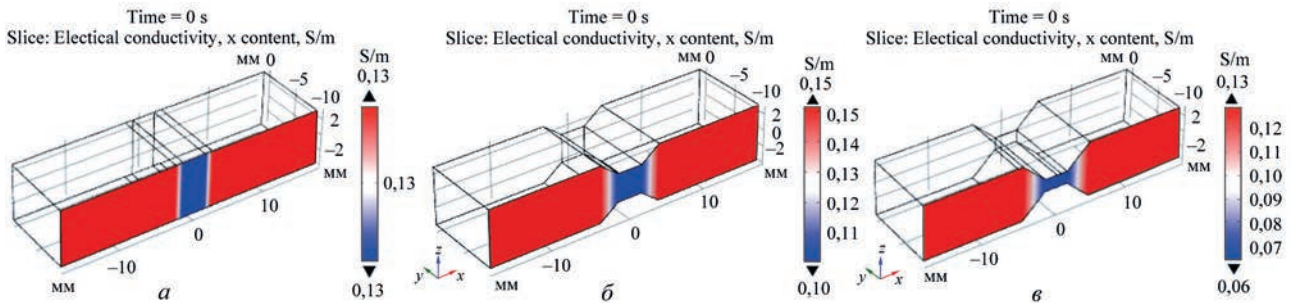


Рис. 5. Розподіл питомої електропровідності у фрагменті МБТ при різних значеннях локального стискування електродами серцевого м'яза свині: $a - h_1 = 0,999$; $b - 0,497$; $v - 0,22$

стискуванні в місці локального стискування МБТ електродами та як вона збільшується при віддаленні від місця локального стискування МБТ.

В результаті експериментальних досліджень в лабораторних умовах отримано залежність ступеня стискування біологічної тканини $K_{зд}$ від величини навантаження P при стискуванні (рис. 6). Коефіцієнт стискування розраховується за формулою

$$K_{зд} = \left(1 - \frac{h_s}{m_h}\right) \cdot 100\%.$$

На рис. 7 наведено графіки залежності питомої електропровідності $G_{пром}$ в зоні локального стискування МБТ від ступеня стискування $K_{зд}$ для різних

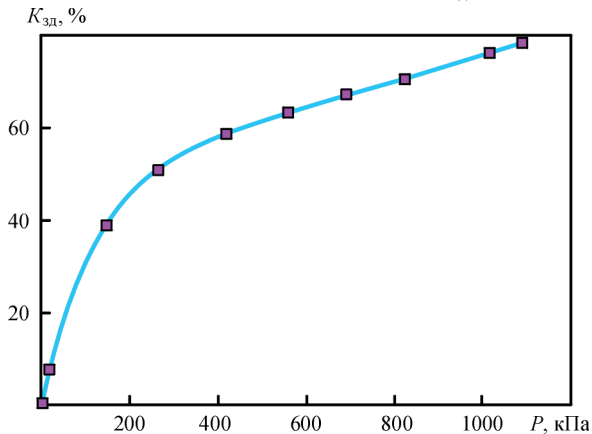


Рис. 6. Залежність ступеня стискування (коефіцієнта стискування) $K_{зд}$ від величини тиску при стискуванні P

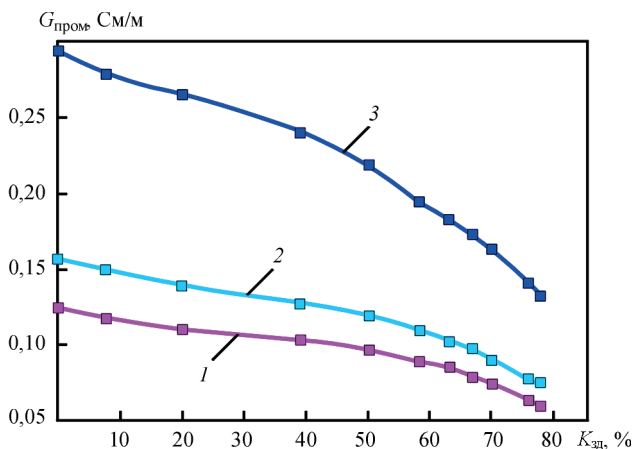


Рис. 7. Залежність питомої електропровідності серцевого м'яза свині $G_{пром}$ від ступеня стискування $K_{зд}$ для частот 0,3 (1), 30 (2) та 300 (3) кГц

частот прикладеної напруги 0,3, 30 та 300 кГц. $G_{пром}$ зменшується при збільшенні як $K_{зд}$, так і частоти напруги.

Порівнювання результатів. Розрахунок повного опору. На підставі експериментально вимірних опорів фрагмента МБТ серцевого м'яза свині на моделі розраховані опори з урахуванням та без урахування АПЕ для різного ступеня стискування на частоті 0,3 кГц (рис. 8). З даного графіку бачимо, що дані вимірювань, отримані при проведенні експерименту, співпадають з результатами розрахунків на моделі, отриманих з урахуванням АПЕ. При цьому значення опорів, розрахованих без урахування АПЕ, відрізняються від отриманих експериментально в межах 0...50 %.

Розрахунок щільності струму. Щільність струму J по координаті $x = 0$ моделі, яка розрахована без урахування АПЕ при $K_{зд} = 78 \%$, в два рази більша, ніж та, що розрахована з урахуванням АПЕ (рис. 9).

Розрахунок дисперсії імпедансу. Опір тканин визначався методом вольтметра-амперметра при пропусканні крізь тканину невеликого стабільного струму різної частоти. Як видно з рис. 10, опір тканин в більшому чи меншому ступені залежить від частоти. Для живих тканин ця властивість, яка називається дисперсією імпедансу, добре відома. В результаті фізичного експерименту виміряно опір модельованого фрагмента серцевого м'яза свині на частотах 0,3, 1, 3, 10, 30, 100 та 300 кГц. Проведені розрахунки $R(F)$ на моделі з урахуванням та

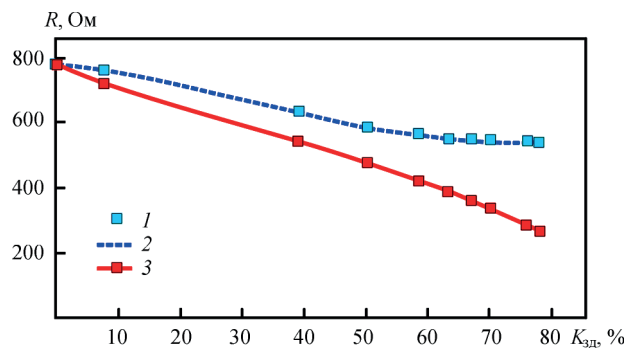


Рис. 8. Результати вимірювань опору фрагмента МБТ, отриманих експериментально і розрахованих на моделі з урахуванням та без урахування АПЕ: 1 – фізичний експеримент; 2 – модель з урахуванням АПЕ; 3 – модель без урахування АПЕ

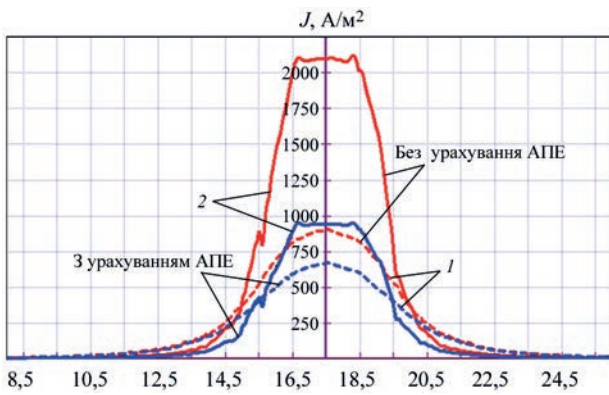


Рис. 9. Розподіл щільності струму J за координатою x моделі при різних $K_{зд}$ на частоті 0,3 кГц, розрахованих з урахуванням та без урахування АПЕ: 1 – $K_{зд} = 50,3\%$; 2 – 78%

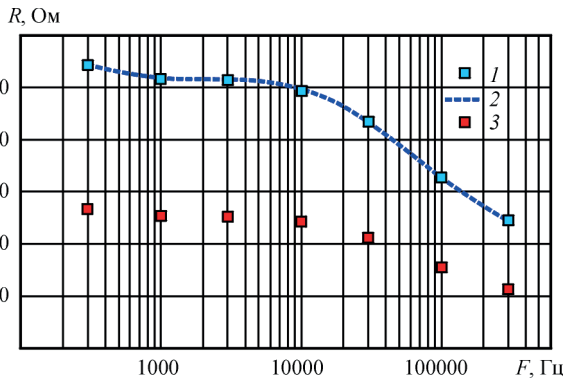


Рис. 10. Розрахунки опору фрагмента МБТ, отримані експериментально, на математичній моделі з урахуванням та без урахування АПЕ: 1 – фізичний експеримент; 2 – модель з урахуванням АПЕ; 3 – модель без урахування АПЕ

без урахування АПЕ при максимальному стисканні МБТ 1100 кПа показали, що результати, отримані з урахуванням АПЕ, співпадають з отриманими експериментально. Але результати розрахунку $R(F)$, отримані без урахування АПЕ, відрізняються від результатів, отриманих експериментально, в два рази.

Висновки

1. Показано адекватність результатів експериментальних досліджень опору МБТ та результатів розрахунків опору МБТ, отриманих на математичній моделі при урахуванні АПЕ.

2. Порівняння результатів розрахунків без урахування та з урахуванням АПЕ показали, що відносна похибка розрахунків електричних параметрів, таких, як загальний опір МБТ, щільність струму і дисперсія імпедансу може досягати 50...100%.

Список літератури

1. Швед О.Є. (2008) Обґрунтування нового хірургічного методу гемостазу (експериментально-клінічне дослідження). Дис. ... канд. мед. наук: 14.01.03.
2. Chekan, E.G., Davison, M.A., Singleton, D.W. et al. (2015) Consistency and sealing of advanced bipolar tissue sealers. *Medical Devices, Evidence and research*, **8**, 193–199.
3. Зуев А.Л., Мишланов В.Ю., Судаков А.И., Шакиров Н.В. (2010) Экспериментальное моделирование реографической диагностики биологических жидкостей. *Российский журнал биомеханики*, **14**, **3**, 49, 68–78.

4. Хлусов И.А., Пичугин В.Ф., Рябцева М.А. (2007) *Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей. Учеб. пособие*. Томск, Издательство Томского политехнического университета.
5. Lambertson, G.R., His, R.S., Jin, D.H. et al. (2008) Prospective comparison of four laparoscopic vessel ligation devices. *J. Endourol.*, **22**: 2307–12.
6. Mara Natascha Szyrach, Pascal Paschenda, Mamdouh Afify et al. (2012) Evaluation of the novel bipolar vessel sealing and cutting device BiCision® in a porcine model. *Minimally Invasive Therapy*, **29**, **21**(6): 402–7.
7. Arrese, D., Mazrahi, B., Kalady, M. et al. (2012) Technological Advancements in Tissue-Sealing Devices. Special report. *General Surgery news*. Sept.
8. Gregory W. Hruby, Franzo C. Marruffo, Evren Durak et al. (2008) Evaluation of surgical energy devices for vessel sealing and peripheral energy spread in a porcine model. *The J. of urology*, **1**, **178**(6): 2689–93
9. Эйк С., Лоудермилк Б., Вальберг Э., Венте Мориц Н. (2013) Обоснование, стендовые испытания и оценка in vivo нового 5-миллиметрового лапароскопического устройства для запечатывания сосудов с однородным распределением давления в длинных зажимах инструмента. *Анналы хирургических инноваций и исследований*, **7**, 15.
10. Ланкин Ю.Н., Суший Л.Ф., Байштрук Е.Н. (2014) Система измерения температуры биологических тканей при биполярной высокочастотной сварке. *Автоматическая сварка*, **1**, 35–38.
11. Смолянинов В.В. (1980) *Математические модели биологических тканей*. Москва, Наука.
12. Лебедев А.В., Дубко А.Г., Лопаткина К.Г. (2012) Особенности применения теории контактной сварки металлов к сварке живых тканей. ISSN 1607-7970. *Техн. электродинамика. Тем. выпуск*, 187–192.
13. Зуев А.Л., Мишланов В.Ю., Судаков А.И. и др. (2012) Эквивалентные электрические модели биологических объектов. ISSN 1812-5123. *Российский журнал биомеханики*, **16**, **1**, 55, 110–120.
14. Гухман А.А. (1973) *Введение в теорию подобия*. 2-е изд. Москва, Высш. шк.

References

1. Shved, O.E. (2008) *Substantiation of new surgical method of hemostasis (experimental-clinical investigation)*. In: Syn. of Thesis for Cand. of Med. Sci. Degree [in Ukrainian].
2. Chekan, E.G., Davison, M.A., Singleton, D.W. et al. (2015) Consistency and sealing of advanced bipolar tissue sealers. *Medical Devices, Evidence and Research*, **8**, 193–199.
3. Zuev, A.L., Mishlanov, V.Yu., Sudakov, A.I., Shakirov, N.V. (2010) Experimental modeling of rheographic diagnostics of biological liquids. *Rossiiskij Zhurnal Biomekhaniki*, **14**, **3**(49), 68–78 [in Russian].
4. Khlusov, I.A., Pichugin, V.F., Ryabtseva, M.A. (2007) *Fundamentals of biomechanics of biocompatible materials and biological tissues*. In: Manual. Tomsk. PU [in Russian].
5. Lambertson, G.R., His, R.S., Jin, D.H. et al. (2008) Prospective comparison of four laparoscopic vessel ligation devices. *J. Endourol.*, **22**, 2307–12.
6. Mara Natascha Szyrach, Pascal Paschenda, Mamdouh Afify et al. (2012) Evaluation of the novel bipolar vessel sealing and cutting device BiCision® in a porcine model. *Minimally Invasive Therapy*, **29**, **21**(6), 402–7.
7. Arrese, D., Mazrahi, B., Kalady, M. et al. (2012) Technological advancements in tissue-sealing devices. Special report. *General Surgery News*. Sept.
8. Gregory W. Hruby, Franzo C. Marruffo, Evren Durak et al. (2008) Evaluation of surgical energy devices for vessel sealing and peripheral energy spread in a porcine model. *The J. of Urology*, **1**, **178**(6), 2689–93.
9. Eick, S., Loudermilk, B., Walberg, E., et al. (2013) Rationale, bench testing and in vivo evaluation of a novel 5 mm laparoscopic vessel sealing device with homogeneous pressure distribution in long instrument jaws. *Ann. Surg. Innov. Res.*, **7**, 15.

10. Lankin, Yu.N., Sushy, L.F., Bajshtruk, E.N. (2014) System for measurement of temperature of biological tissues in bipolar high-frequency welding. *The Paton Welding J.*, **11**, 32-35.
11. Smolyaninov, V.V. (1980) *Mathematical models of biological tissues*. Moscow, Nauka [in Russian].
12. Lebedev, A.V., Dubko, A.G., Lopatkina, K.G. (2012) Peculiarities of application of theory for resistance welding of metal to welding of live tissues. ISSN 1607-7970. *Tekhn. Elektrodynamika*. Tem. Vypusk, 187–192 [in Russian].
13. Zuev, A.L., Mishlanov, V.Yu., Sudakov, A.I. et al. (2012) Equivalent electric models of biological objects. ISSN 1812-5123. *Rossiiskij Zhurnal Biomekhaniki*, **16**, 1(55), 110–120 [in Russian].
14. Gukhman, A.A. (1973) *Introduction to similarity theory*. 2nd Ed. Moscow, Vysshaya Shkola [in Russian].

STUDY OF CHANGE IN SPECIFIC ELECTRICAL CONDUCTIVITY OF BIOLOGICAL TISSUES AS A RESULT OF LOCAL COMPRESSION BY ELECTRODES IN BIPOLAR WELDING

Yu.M. Lankin, V.G. Solovyov, I.Yu. Romanova

E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, 11 Kazymyr Malevych Str., 03150, Kyiv, Ukraine.

The paper presents the results of mathematical modeling of the anisotropy of specific electric conductivity of soft biological tissue and investigates the difference between the results of the process of welding biological tissues produced without and taking into account the anisotropy of the specific electric conductivity of a biological tissue. The results of calculations of tissue resistance, current density and impedance dispersion are compared. 14 Ref., 1 Tabl., 10 Fig.

Keywords: welding of biological tissues, specific electric conductivity, mathematical modeling, anisotropy of biological tissues

Надійшла до редакції 23.11.2020



МІЖГАЛУЗЕВИЙ УЧБОВО-АТЕСТАЦІЙНИЙ ЦЕНТР ІЕЗ ім. Є.О. ПАТОНА

Державне підприємство «Міжгалузевий учбово-атестаційний центр Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України» створено у 1988 р. рішенням уряду України на базі діючих з 1958 р. при ІЕЗ ім. Є.О. Патона курсів із підвищення кваліфікації інженерно-технічних працівників.

Професійне навчання, підвищення кваліфікації та атестація (сертифікація) персоналу зварювального виробництва з орієнтацією на розвиток і поглиблення професійної компетентності є визначальною концепцією в діяльності ДП «МУАЦ ІЕЗ ім. Є.О. Патона».

Центр акредитований в національній та міжнародній кваліфікаційній системі та забезпечує безперервну, багатопланову професійну підготовку різних категорій персоналу зі зварювання за програмами:

- Перепідготовка та підвищення кваліфікації інженерно-технічного персоналу в галузі зварювання та споріднених технологій

- Підвищення кваліфікації викладачів та майстрів виробничого навчання (інструкторів) зі зварювання

- Професійна підготовка, перепідготовка та підвищення кваліфікації зварників і контролерів з неруйнівного контролю

- Кваліфікаційна атестація персоналу зварювального виробництва відповідно до національних та міжнародних вимог.

Навчальні програми перепідготовки та підвищення кваліфікації інженерно-технічного персоналу розраховані на фахівців, які вирішують проблеми впровадження нових технологічних процесів зварювання та споріднених технологій та направлені на розвиток професійних знань та умінь, пов'язаних з реалізацією функцій управління, координації та забезпечення якості зварювання відповідно до вимог національних, європейських і міжнародних стандартів.

Програми підвищення кваліфікації викладачів та майстрів виробничого навчання зі зварювання передбачають розширення їх професійної компетентності для впровадження інноваційних технологій навчання та формування нових підходів в організації професійної підготовки зварників.

Сучасне зварювальне виробництво пред'являє спеціальні вимоги до професійної підготовки зварників, професійна ком-

Сертифікати та свідоцтво про акредитацію



петентність яких повинна відповідати діючим на виробництві вимогам з забезпечення якості зварювання. Програми професійної підготовки зварників розроблено на базі модульних навчальних систем, рекомендованих Міжнародною організацією праці та Міністерством освіти і науки України. Застосування модульних навчальних програм забезпечує мобільність професійної підготовки, значно полегшує сприйняття навчального матеріалу та дає можливість кожному слухачеві засвоювати програму у власному зручному темпі.

Підтвердження професійної компетентності (атестація) проводиться за програмами спеціальної підготовки та кваліфікаційних випробувань згідно з діючими в зварювальному виробництві нормативними документами (правила та стандарти).

Центр також має акредитацію Міжнародного інституту зварювання і Європейської федерації зварювання на підготовку та присвоєння міжнародних професійних кваліфікацій у галузі зварювання:

- Міжнародний інженер зі зварювання (IWE);
- Міжнародний технолог зі зварювання (IWT);
- Міжнародний спеціаліст зі зварювання (IWS);
- Міжнародний практик зі зварювання (IWP);
- Міжнародний інспектор зі зварювання (IWIP);
- Міжнародний зварник (IW).

Центр є учасником міжнародних програм з підготовки персоналу зварювального виробництва й використовує в навчальному процесі інноваційні навчально-методичні матеріали як власної розробки, так і створені в інших країнах.

Навчальна база, яка оснащена сучасним зварювальним устаткуванням, інноваційні технології навчання та висококваліфіковані викладачі та інструктори забезпечують досягнення кожним слухачем необхідного рівня професійної кваліфікації.

<http://muac.kpi.ua>

