

МОДЕЛЮВАННЯ АНІЗОТРОПІЇ ПИТОМОЇ ЕЛЕКТРОПРОВІДНОСТІ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ, ЯКА ВИНИКАЄ ЗА ЛОКАЛЬНОГО СТИСКАННЯ ЕЛЕКТРОДАМИ ДЛЯ БІПОЛЯРНОГО ЗВАРЮВАННЯ

Ю.М. Ланкін^{*}, докт.техн.наук, В.Г. Соловійов^{**}, канд.техн.наук, І.Ю. Романова^{***}, канд.техн.наук
Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України,
вул. Казимира Малевича, 11, Київ, 03150, Україна,
e-mail: lankin.y.n@gmail.com; hhsova@gmail.com; romanova@paton.kiev.ua

В сучасних публікаціях про біполярне зварювання використовують електричні характеристики нестиснутої біологічної тканини. Це знижує точність розрахунків розподілу струмів, які протікають, і напруженості електричних полів в зоні зварюваної тканини за її стискання. В роботі показано методику розрахунку зміни питомої електропровідності біологічної тканини у випадку локального стискання електродами та вплив цього фактора на результати моделювання електричних процесів біологічного зварювання. Запропоновано геометричну інтерпретацію зміни питомої електропровідності серцевого м'яза свині у разі стискання електродами для біполярного зварювання у відносних одиницях. Використано принцип подібності геометричних параметрів фізичного експерименту і графічної моделі COMSOL multiphysics, в результаті чого визначено залежності трьох основних геометричних параметрів моделі від величини відносного стискання. Використано метод послідовних наближень значень загального електричного опору біологічної тканини у фізичному експерименті на частотах 0,3, 30 і 300 кГц і розрахункових опорів на моделі за зміни основних геометричних параметрів питомої електропровідності. Отримано модель біполярного зварювання біологічних тканин, в якій враховано фактор анізотропії питомої електропровідності біологічної тканини у разі стискання. Наведено деякі результати досліджень закономірностей протікання струму в тканині з урахуванням анізотропії, що виникає. Бібл. 12, рис. 5, табл. 4.

Ключові слова: біполярне зварювання біологічних тканин, питома електропровідність, стискання біологічної тканини, моделювання, COMSOL multiphysics, анізотропія.

В даний час дослідники приділяють значну увагу підвищенню якості і надійності зварних з'єднань біологічних тканин, розширенню діапазону видів і товщини зварюваних тканин шляхом дослідження процесу контактного електрозварювання біологічних тканин як об'єкта автоматичного регулювання. Роботи по електрозварюванню живих м'яких тканин ведуться в Інституті електрозварювання ім. Є.О. Патона з 1992 року. За цей час були розроблені джерела живлення, інструменти, алгоритми автоматичного управління і технології для зварювання кровоносних судин, нервів, кишечника, фаллопієвих труб, шлунка, легенів, печінки, шкіри та інше [1]. Проводяться аналітичні розрахунки, комп'ютерне моделювання процесу зварювання, експериментальні дослідження на лабораторних установках, здійснюється обробка та аналіз отриманих результатів [2-7].

Відомі публікації з математичного моделювання теплових процесів в м'яких біологічних тканинах [8]. Але всі вони присвячені або поверхневому нагріванню сфокусованим джерелом типу лазерного променя, або за допомогою одноелектродних електрохірургічних інструментів. Крім того, в них м'які біологічні тканини розглядаються як тверді тіла з постійними теплофізичними і електричними характеристиками. Ці припущення як перше наближення можуть бути використані задля моделювання електрокоагуляції, але не придатні у разі моделювання електричного зварювання, яке відрізняється від електрокоагуляції обов'язковим застосуванням значного зусилля здавлювання електродами [9, 10]. Тиск електродів веде до руйнування мембран клітин (можливо); переносу електропровідної тканинної рідини від центру електродів до периферії в напрямку зниження тиску; підвищення температури пароутворення і максимальної температури тканини.

Біологічні тканини завдяки наявності внутрішньоклітинних і тканинних рідин з розчиненими в них солями є електропровідними. Іони в них є основними носіями струму. Білки, з яких побудовані мембрани клітин, органели і структурні тканини не є електропровідними. Електропровідність тканини залежить від її внутрішньої структури і значно змінюється у процесі зварювання внаслідок локального

© Ланкін Ю.М., Соловійов В.Г., Романова І.Ю., 2021
ORCID ID: * <https://orcid.org/0000-0001-6306-8086> ; ** <https://orcid.org/0000-0002-1454-7520> ;
*** <https://orcid.org/0000-0001-7154-1830>

стиснення електродами, фазових перетворень води, що знаходиться в тканині, коагуляції білків, теплових впливів і т.ін. 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 у разі протікання струму, пропорційне квадрату струму і обернено пропорційне її електропровідності. При цьому в літературних джерелах описуються, в основному, теплові процеси, результати яких отримано з використанням значень питомої електропровідності нестиснутої тканини [1, 11].

Між затискачами електродів там, де тканина зазнає найбільшого стиснення і найбільшої деформації, відбуваються основні процеси, що створюють умови для біполярного зварювання біологічної тканини. Всі оприлюднені дані щодо питомого опору отримані для нестиснутих біологічних тканин і зовсім не придатні задля використання у розрахунках чи математичному моделюванні процесів біполярного зварювання. У зв'язку з цим сьогодні особливої актуальності набуває вивчення анізотропії питомої електропровідності біологічної тканини, яка зазнає стиснення.

Мета роботи – розробити методику розрахунку зміни питомої електропровідності біологічної тканини за локального стиснення електродами та показати вплив цього фактора на результати моделювання електричних процесів біологічного зварювання.

Проведення експерименту. Дослідження стиснення м'яких біологічних тканин проводилося на лабораторній зварювальній установці лазерним датчиком переміщення верхнього електрода щодо нижнього. Переміщення точки лазера, що світиться на віддаленому екрані, відповідає переміщенню верхнього електрода з коефіцієнтом посилення в кілька десятків разів. Роздільна здатність системи вимірювання переміщення верхнього електрода становить ± 15 мкм. За такої чутливості на точність вимірювання товщини тканини, яка стискається, вже починає впливати деформація всієї конструкції, що призведе до деякого переміщення нижнього електрода у разі збільшення навантаження у вигляді гирі. Задля мінімізації цих похибок попередньо визначалася залежність переміщення верхнього електрода від величини прикладеного зусилля стиснення без тканини між електродами. Ця залежність використовувалася задля коригування показників датчика у вимірах зміни товщини тканин в залежності від зусилля стиснення.

Діапазон встановлюваного тиску електродів P становив від 15 до 1100 кПа. Оскільки реально тиск на поверхні електродів розподілено нерівномірно, то у нашому випадку мається на увазі середнє значення тиску $P=F/Se$, де F – сила, прикладена до електродів, Se – площа контактної поверхні електродів. Перетин електродів 3×10 мм, тобто $Se=30$ мм². Довгі сторони прямокутних в поперечному перерізі електродів перпендикулярні до поздовжньої осі установки. Це гарантує рівномірність розподілу тиску уздовж більшої сторони електродів і невелику нерівномірність уздовж меншої. В експерименті використовували серцевий м'яз свині, взятий не пізніше трьох годин після забою тварини. Перед дослідженнями серце зберігалось за температури $+ 5^\circ\text{C}$. Розміри фрагмента серцевого м'яза склали: товщина $ms=6,9$ мм, ширина $lh=35$ мм і довжина $dh=25$ мм. Площа фрагмента серцевого м'яза $Sf= 875$ мм².

Отримана залежність товщини серцевого м'яза hs між електродами електрозварювальної установки від тиску електродів P має вигляд

$$hs = 2,41 \exp(-95,001P) + 4,186 \exp(-8,985P). \quad (1)$$

Одночасно з вимірами $hs(P)$ вимірювався електричний опір фрагмента серцевого м'яза $Rf(P)$ у випадку подачі змінної напруги $Us = 6,9$ В частотою 0,3, 30 і 300 кГц через опір $R = 1$ кОм, а також напруга на електродах Uin . Існує багато способів вимірювання опору біологічних тканин і спільною проблемою для них є неточність дотримання розмірів зразків. Однак в нашому випадку проводиться вимірювання одного і того ж зразка, але за різного локального стиснення тканини. Тому за умови $Sf \gg Se$ заданою початковою неточністю розмірів фрагмента серцевого м'яза нехтуємо.

Опір Rf фрагмента серцевого м'яза розраховувався за формулою $Rf = (Uin * R) / (Us - Uin)$.

Результати експериментів наведено у табл. 1, де $h1 = hs / ms$.

Математичне моделювання. Математична модель експерименту будувалася з використанням пакета COMSOL multyphysics 5.3а. До складу моделі включені модулі (physics) «Electric Currents» і «Heat Transfer in Solids» з вирішувачем «Multiphysics / Electromagnetic Heating», який дає змогу об'єднати ці різні модулі задля вирішення завдань моделі. За матеріали, що використовуються в моделі, прийняті мідь і серцевий м'яз свині.

Основний підхід до моделювання був таким, щоб забезпечити найкращу відповідність геометричної частини моделі геометричним параметрам фізичного експерименту та при цьому використати фізичні властивості біологічної тканини, які відповідають серцевій м'язі свині. Виходячи з теорії подібності [12], такий підхід дозволить визначити шукані значення питомої електропровідності тканини методом послідовних наближень.

Таблиця 1

№ з/п	P , кПа	h_s , мм	h_1 , в.о.	R_f , Ом (0,3 кГц)	R_f , Ом (30 кГц)	R_f , Ом (300 кГц)
1	0	6,899	0,9999	778	610	327
2	16,4	6,37	0,9232	760	597	320
3	146,2	4,2	0,6087	635	511	279
4	271,2	3,43	0,4971	586	478	265
5	422,1	2,86	0,4145	568	462	259
6	557,9	2,53	0,3667	551	456	255
7	691,0	2,27	0,329	551	447	250
8	825,0	2,06	0,2986	547	447	248
9	960,9	1,65	0,2391	546	442	246
10	1091,4	1,52	0,2203	542	433	245

У моделі задля імітації зусилля стискання тканини вводиться функціональна залежність відстані між стискаючими електродами та зусиллям стискання, яку отримано експериментальним шляхом (1).

Розрахункова складова для «Electrical Conductivity» $pw1(X)$ в COMSOL multiphysics 5.3a. є графічною інтерпретацією зміни питомої електропровідності σ від координати X моделі та питомої проміжної електропровідності σ_{int} – значення $pw1(X)$ при $X=0$ (рис. 1). Питома проміжна електропровідність σ_{int} названа «проміжною», так як значення її знаходяться в певному діапазоні між шуканими мінімальним значенням σ_{min} і максимальним значенням питомої електропровідності

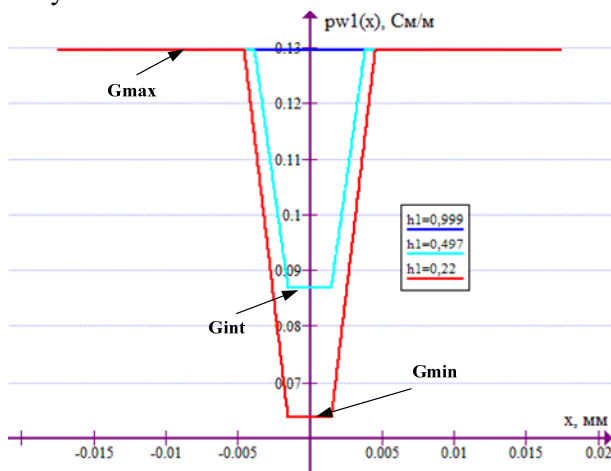


Рис. 1

приймаємо значення питомої електропровідності σ_{max} , яке дорівнює питомій електропровідності морської води 3 См/м. При цьому на моделі в COMSOL multiphysics отримуємо значення $R_m = 33,56$ Ом. Нове значення σ_{max} для другого кроку дорівнює 0,12940874 См/м. Похибка розрахунків на моделі на першому кроці (тобто розбіжність значень R_m і R_f) склала 95,69%. Похибка розраховувалася з точністю до другого знаку після коми. На другому кроці похибка – 0,01%, на третьому – 0%. Таким чином, шукане значення σ_{max} склало 0,129394951. Вносимо це значення у табл. 2.

Таблиця 2

№ кроку	σ_{max} , См/м	R_m , Ом	R_m / R_f	$\sigma_{max} \times R_m / R_f$, См/м	Похибка (1- R_m/R_f) $\times 100$, %
1	3	33,56	0,0431362	0,12940874	95,69
2	0,12940874	777,9171	0,9998934	0,129394951	0,01
3	0,129394951	778	1	0,129394951	0,00

Проводимо пошук значення σ_{min} , за якого $R_m = R_f = 542$ Ом. Дані розрахунків та шукане значення $\sigma_{min} = 0,063730167$ вносимо у табл. 3.

Таблиця 3

№ кроку	σ_{min} , См/м	R_m , Ом	R_m / R_f	$\sigma_{min} \times R_m / R_f$, См/м	Похибка $(1-R_m/R_f) \times 100$, %
1	0,129394951	273,7978	0,505162	0,065365411	49,48
2	0,065365411	529,0656	0,9761358	0,063805518	2,39
3	0,063805518	541,3885	0,9988718	0,06373353	0,11
4	0,06373353	541,9714	0,9999472	0,063730167	0,01
5	0,063730167	542	1	0,063730167	0,00

Пошук значень σ_{int} . Графічна інтерпретація зміни питомої електропровідності $\rho w1(X)$ (рис. 1) забезпечує лінійну зміну σ_{int} від $h1$ для відповідних значень X . В реальності $\sigma_{int}(h1)$ відзначається істотною нелінійністю. Ця нелінійність компенсується коефіцієнтом $int2(h1)$. Для цього визначимо значення R_m для всіх проміжних значень $h1$ і порівняємо їх з R_f . Результати розрахунків наведено у табл. 4.

Таблиця 4

$h1$	R_f	R_m	$int2=R_m/R_f$
0,99985507	778	778	1
0,92318841	760	752,79	0,990512105
0,60869565	635	700,72	1,10349748
0,49710145	586	685,41	1,169633788
0,41449275	568	664,9	1,170591549
0,36666667	551	648,38	1,176730309
0,32898551	551	628,82	1,141241924
0,29855072	547	610,46	1,116016271
0,23913043	546	563,35	1,03178315
0,22028986	542	542	1

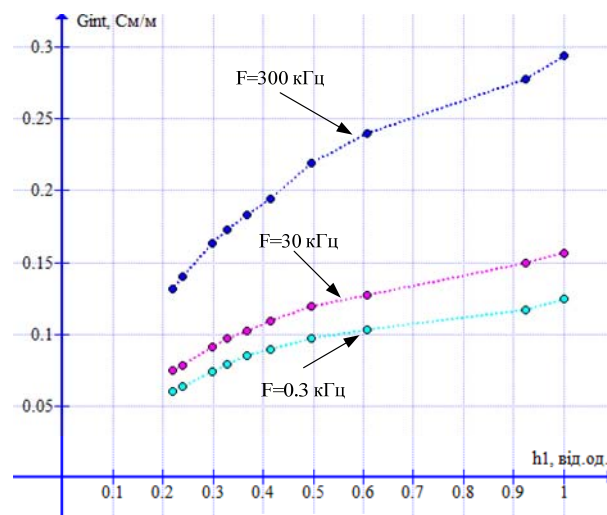


Рис. 2

З наведених на графіках (рис. 3 а, б) даних видно, на скільки можуть відрізнятись розрахункові значення у разі моделювання електричних і теплових полів, якими супроводжується біполярне зварювання, якщо не враховувати анізотропію питомої електропровідності біологічної тканини, що виникає за її стискання.

Проведено аналіз залежності точності вимірювання опору R_m моделі від неточності дотримання розмірів взятих для експерименту фрагментів серцевого м'яза свині. Змінювалися по черзі ширина фрагмента за незмінної довжини, потім змінювалася довжина за незмінної ширини (рис. 4).

В результаті отримуємо залежність $\sigma_{int}(h1)^{0,3кГц} = \rho w1(h1, X=0) * int2(h1)$. Подібним чином отримуємо залежності $\sigma_{int}(h1)^{30кГц}$ і $\sigma_{int}(h1)^{300кГц}$. На рис. 2 наведено графіки зазначених табличних залежностей. Відповідно до графічної інтерпретації $\rho w1(X)$ з лінійною залежністю від координати X отримані графіки залежностей питомої електропровідності від здавлювання $h1$ для частот 0.3, 30 і 300 кГц мають вигляд кусково-лінійних функцій. Як видно, вона зі зростанням прикладеного тиску електродів зменшується приблизно у 2 рази.

Деякі результати досліджень закономірностей протікання струму в біологічній тканині з урахуванням анізотропії питомої електропровідності, що виникає при локальному стисканні електродами. Проведено порівняльні розрахунки розподілу щільності струму J по осі X моделі для незалежної (постійної) від стискання $\sigma_{const} = \sigma_{max}$ і залежної від стискання $\sigma_{int}(h1)^{0,3кГц}$ задля трьох значень ступеня стискання серцевого м'яза свині (рис. 3, а). Розрахунок $\sigma_{int}(h1)^{0,3кГц}$ для спрощення сприйняття графіки рисунка наведено тільки для однієї частоти. Також проведено порівняльні розрахунки за швидкістю нагріву серцевого м'яза протягом 5 с для незалежної (постійної) від стискання $\sigma_{const} = \sigma_{max}$ і залежних від стискання $\sigma_{int}(h1)^{0,3кГц}$, $\sigma_{int}(h1)^{30кГц}$ і $\sigma_{int}(h1)^{300кГц}$ (рис. 3, б).

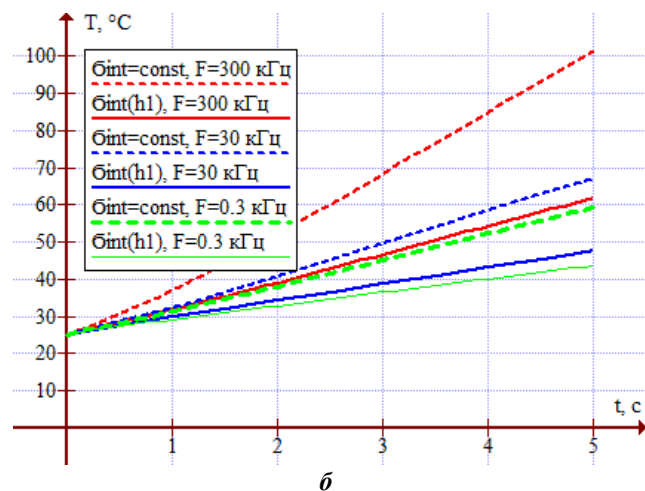
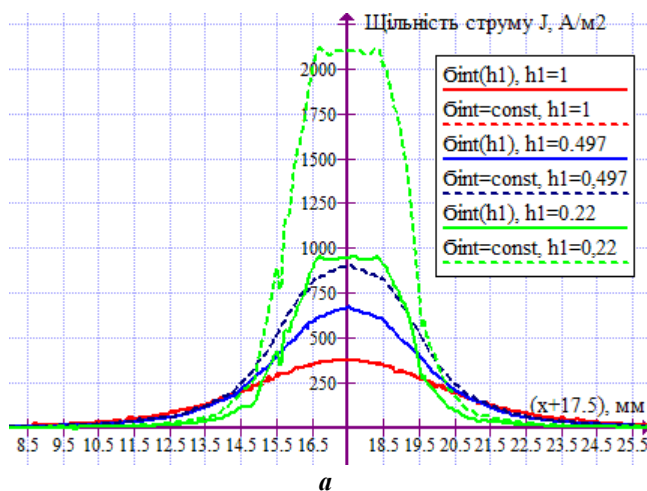


Рис. 3

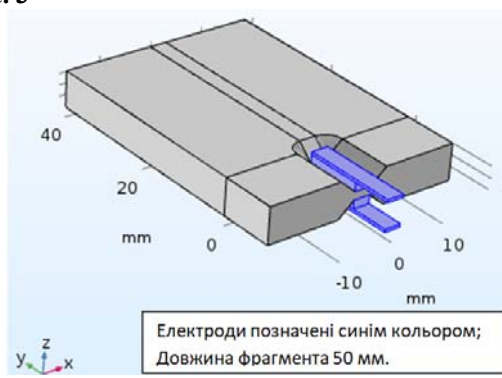
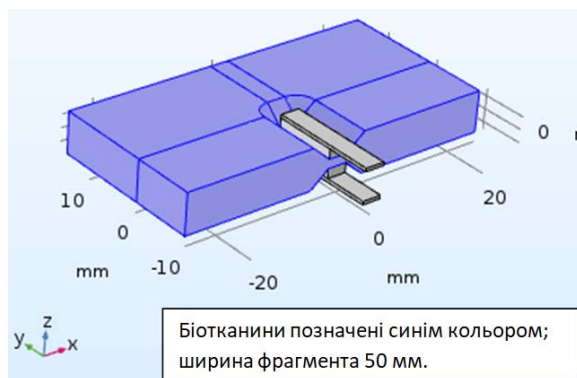


Рис. 4

Розраховувалася похибка відхилення вимірюваного опору від початкового за зміни ширини або довжини зразка ($h_1 = 0,22$). На рис. 5 наведено результати розрахунків.

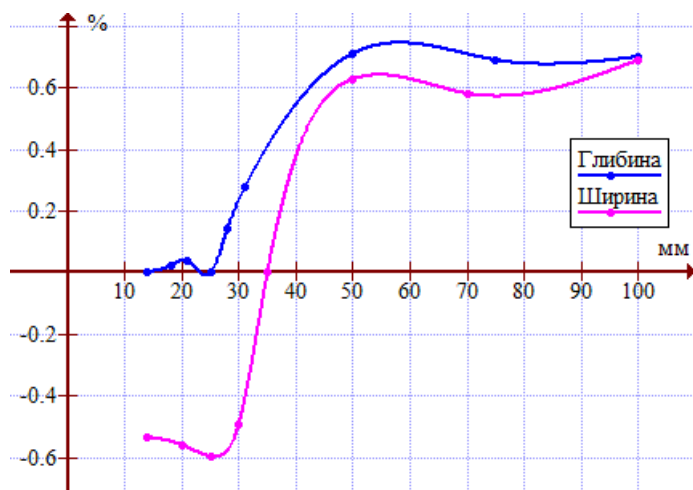


Рис. 5

серцевого м'яза свині може привести до помилки до 0,7%, що в багатьох випадках є несуттєвою.

Аналізуючи зміни електропровідності біологічної тканини (табл. 1) та її питомої електропровідності (рис. 2) у разі стискання електродами для біполярного зварювання спостерігається два зустрічні процеси, за яких відбувається збільшення електропровідності тканини і зменшення її питомої електропровідності. Це пов'язано з тим, що електропровідність біологічної тканини є функцією як питомої електропровідності, так і відстані між електродами (незалежно від ступеня стискання тканини). Питома ж електропровідність є функцією ступеня стискання тканини і є

мінимального значення до початкового (35 мм) і потім від початкового до 50 мм похибка не перевищує за абсолютною величиною 0,6%...0,7%. Подальше збільшення довжини зразка призводить до слабкого збільшення помилки, так як вплив струму, що віддалений від джерела, слабшає. За збільшення довжини зразка від мініимального значення до початкового (25 мм) похибка не перевищує 0,1%, потім зростає до 0,7% при 50 мм і далі практично не змінюється. Така відмінність за зміни довжини зразка, порівняно зі зміною ширини пов'язана з малою шириною електрода відносно його довжини.

З цього аналізу можна зробити висновок, що неточність дотримання розмірів взятих для експерименту фрагментів

інваріантною до відстані між електродами (наприклад, ступінь стискання тканини може бути однаковою за різних відстанях між електродами). Тому незалежно від зменшення питомої електропровідності біологічної тканини в результаті її локального стискання електродами електропровідність тканини в зоні стискання зростає.

Подальші дослідження анізотропії електропровідності біологічної тканини повинні бути зосереджені на вивченні її реакції на теплові впливи, фазові зміни тканинної рідини, високочастотний вплив та інше.

Висновки.

1. Моделювання анізотропії питомої електропровідності біологічної тканини за різним ступенем її локального стискання між електродами за наведеною методикою дає змогу розрахувати питому електропровідність і здійснити аналіз електричних характеристик в біологічних тканинах за різних початкових умов.

2. Показано адекватність електричних параметрів фізичної і математичної моделей.

3. Наведено деякі результати досліджень закономірностей протікання струму в біологічній тканині з урахуванням анізотропії питомої електропровідності, що виникає при локальному стисканні електродами.

4. Проведено аналіз на моделі залежності точності вимірювання електричного опору від неточності дотримання розмірів взятих для експерименту фрагментів серцевого м'яза свині. Показано, що неточність дотримання розмірів цих фрагментів може привести до помилки до 0,7%, що в багатьох випадках є несуттєвою.

5. Незалежно від зменшення питомої електропровідності біологічної тканини в результаті її локального стискання електродами електропровідність тканини в зоні стискання зростає.

6. Подальші дослідження анізотропії електропровідності біологічної тканини повинні бути зосереджені на вивченні її реакції на теплові впливи, фазові зміни тканинної рідини, високочастотний вплив та інше.

Роботу виконано за темою 1.6.1.1.74.3 (74/3) «Дослідження електро- та теплофізичних процесів в м'яких біологічних тканинах при стисканні та пропусканні імпульсного електричного струму та розробка на цій основі систем автоматичного керування, що забезпечують підвищення якості з'єднання» відомчого замовлення НАН України та фінансовано з коштів державного бюджету.

1. Лебедев А.В., Дубко А.Г., Лопаткина К.Г. Особенности применения теории контактной сварки металлов к сварке живых тканей. *Техн. электродинамика. Тем. выпуск Силовая электроника та енергоефективність*. Ч.2. 2012. С. 187-192.

2. Кобелев А.В., Смолюк Л.Т., Кобелева Р.М., Проценко Ю.Л. Нелинейные вязкоупругие свойства биологических тканей. Екатеринбург: УрО РАН, 2012. 244 с.

3. Олейник В.П., Кулиш С.Н. Аппаратные методы исследований в биологии и медицине. Харьков: ХАИ, 2004. 110 с.

4. Хлусов И.А., Пичугин В.Ф., Рябцева М.А. Основы биомеханики биосовместимых материалов и биологических тканей. Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2007. 149 с.

5. Lamberton G.R., His R.S., Jin D.H., Lindler T.U., Jellison F.C., Balder D.D. Prospective comparison of four laparoscopic vessel ligation devices. *Journal of Endourology*. 2008 Vol. 22. No 10. Pp. 2307-2312. DOI: <https://doi.org/10.1089/end.2008.9715>

6. Szyrach M., Paschenda P., Afify M., Schäler D., Tolba R. Evaluation of the novel bipolar vessel sealing and cutting device BiCision® in a porcine model. *Minimally Invasive Therapy & allied technologies*. 2012. No 21(6). Pp. 402 - 407. DOI: <https://doi.org/10.3109/13645706.2012.661373>

7. Ланкин Ю.Н., Суший Л.Ф., Байштрук Е.Н. Система измерения температуры биологических тканей при биполярной высокочастотной сварке. *Автоматическая сварка*. 2014. № 11. С. 35-38.

8. Смолянинов В.В. Математические модели биологических тканей. М.: Наука, 1980. 368 с.

9. Швед О.Є. Обґрунтування нового хірургічного методу гемостазу (експериментально-клінічне дослідження): дис. ... канд. мед. наук: 14.01.03. Нац. мед. акад. післядиплом. освіти ім. П.Л. Шупика. Київ. 2008. 172 с.

10. Музиченко П.Ф., Черняк В.А., Ланкін Ю.М. Фактори, які впливають на якість електрозварювання живих тканин. XIV науково-практична конференція *Зварювання та термічна обробка живих тканин. Теорія. Практика. Перспективи*. Київ, Україна, 29 листопада 2019. URL: http://patonmed.com.ua/wp-content/uploads/2019/11/Tezy_dopovidi_2019.pdf

11. Зуев А.Л., Мишланов В.Ю., Судаков А.И., Шакиров Н.В., Фролов А.В. Эквивалентные электрические модели биологических объектов. *Российский журнал биомеханики*. 2012. Т. 16. № 1(55). С. 110-120.

12. Гухман А.А. Введение в теорию подобия. М.: Высшая школа, 1973. 296 с.

MODELING OF THE ANISOTROPY OF THE SPECIFIC ELECTRICAL CONDUCTIVITY OF BIOLOGICAL TISSUE ARISING AT LOCAL COMPRESSION BY BIPOLAR WELDING ELECTRODES

Yu.N. Lankin, V.G. Soloviev, I.Y. Romanova
E. O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine.
11, Kazimir Malevich Str., Kyiv, 03150, Ukraine,
e-mail: lankin.y.n@gmail.com; hhsova@gmail.com ; romanova@paton.kiev.ua

Current publications on bipolar welding use the electrical characteristics of uncompressed biological tissue. This reduces the accuracy of calculating the distribution of the density of the flowing currents and the strength of the electric fields in the zone of the fabric to be welded when it is squeezed. The aim of the work is to show a methodology for calculating the change in the specific electrical conductivity of biological tissue under local compression by electrodes and the effect of this factor on the results of modeling electrical processes of biological welding. A geometric interpretation of the change in the electrical conductivity of the pig's heart muscle when squeezed by bipolar welding electrodes in relative units is proposed. The principle of similarity of the geometric parameters of the physical experiment and the graphic model of COMSOL multiphysics is used, as a result of which the dependences of the three main geometric parameters of the model on the magnitude of the relative compression are determined. The method of successive approximations of the values of the total electrical resistance of biological tissue in a physical experiment at frequencies of 0,3, 30, and 300 kHz and the calculated resistances on the model with a change in the basic geometric parameters of specific electrical conductivity was used. A model of bipolar welding of biological tissues is obtained, which takes into account the anisotropy factor of the electrical conductivity of biological tissue under compression. Some results of investigations of the regularities of the current flow in the tissue, taking into account the arising anisotropy, are presented. References 12, figures 5, tables 4.

Key words: bipolar welding of biological tissues, electrical conductivity, compression of biological tissue, modeling, COMSOL multiphysics, anisotropy.

1. Lebedev A.V., Dubko A.G., Lopatkina K.G. Features of the application of the theory of resistance welding of metals to welding of living tissues. *Tekhnichna elektrodinamika. Tematychnyi vypusk Sylova elektronika ta energoefektyvnist*. Part 2. 2012. Pp. 187-192. (Rus).
2. Kobelev A.V., Smolyuk L.T., Kobeleva R.M., Prochenko Y.L. (2012) Nonlinear viscoelastic properties of biological tissues. Ekaterinburg, UrO RAN, 2012. 244 p. (Rus).
3. Olejnik V.P., Kulish S.N. Hardware research methods in biology and medicine. Kharkov: Kharkivskii aviatsiinyi instytut, 2004. 110 p. (Rus).
4. Hlusov I.A., Pichugin V.F., Ryabceva M.A. Fundamentals of biomechanics of biocompatible materials and biological tissues. Tomsk: Izdatelstvo Tomskogo politekhnicheskogo universiteta, 2007. 149 p. (Rus).
5. Lambertson G.R., His R.S., Jin D.H., Lindler T.U., Jellison F.C., Balder D.D. Prospective comparison of four laparoscopic vessel ligation devices. *Journal of Endourology*. 2008 Vol. 22. No 10. Pp. 2307-2312. DOI: <https://doi.org/10.1089/end.2008.9715>
6. Szyrach M., Paschenda P., Afify M., Schälller D., Tolba R. Evaluation of the novel bipolar vessel sealing and cutting device BiCision® in a porcine model. *Minimally Invasive Therapy & allied technologies*. 2012. No 21(6). Pp. 402 - 407. DOI: <https://doi.org/10.3109/13645706.2012.661373>
7. Lankin Y.N., Sushij L.F., Bajshtruk E.N. System for measuring the temperature of biological tissues in bipolar high-frequency welding. *Avtomaticheskaya svarka*. 2014. No 11. Pp. 35-38. (Rus).
8. Smolyaninov V.V. Mathematical models of biological tissues. Moskva: Nauka, 1980. 368 p. (Rus).
9. Shved O.E. Substantiation of a new surgical method of hemostasis (experimental-clinical study): diss. kand. med. nauk 14.01.03. Natsionalna medychna academiia pisladyplomnoi osvity imeni P.L. Shchupika. Kyiv. 2008. 172 p. (Ukr).
10. Muzichenko P.F., Chernyak V.A., Lankin Y.M. Factors that affect the quality of electric welding of living tissues. 14rd Sci.-Pract. Conf. *Zvariuvannia ta termichna obrobka zhyvyh tkanyn. Teoria. Praktyka. Perspektyvy*. Kyiv, Ukraine, 29 November 2019. URL: http://patonmed.com.ua/wp-content/uploads/2019/11/Tezy_dopovidi_2019.pdf (Ukr)
11. Zuev A.L. Mishlanov V.YU., Sudakov A.I., SHakirov N.V., Frolov A.V. (2012) Equivalent electrical models of biological objects. *Rossiiskij zhurnal biomekhaniki*. 2012. Vol. 16. No 1(55). Pp. 110–120. (Rus).
12. Guhman A.A. (1973) Introduction to Similarity Theory. Moskva: Vysshaya shkola, 1973. 296 p. (Rus).

Надійшла 03.09.2020
Остаточний варіант 04.12.2020