

СКІН-ЕФЕКТ В М'ЯКІЙ БІОЛОГІЧНІЙ ТКАНИНІ І ОСОБЛИВОСТІ ЇЇ НАГРІВУ ПРИ АВТОМАТИЗОВАНОМУ БІПОЛЯРНОМУ ЗВАРЮВАННІ

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

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

Скін-ефект, що виникає в електричному ланцюзі при високочастотній електрохірургії, включаючи електрозварювання м'яких біологічних тканин (МБТ) електродами для біполярного зварювання, викликає інтерес дослідників як можливе джерело значної нерівномірності нагріву МБТ при автоматизованому зварюванні. Проведено дослідження математичними методами протікання електричних і теплових процесів при автоматизованому біполярному зварюванні з урахуванням і без урахування дії скін-ефекту на частоті 300 кГц. Визначено, що в біологічній тканині скін-ефект викликає нерівномірність нагріву в меншій мірі. Головними причинами, які впливають на нерівномірність нагріву, є наявність гострих ребер на поверхні електродів, що контактують з тканиною, ступінь стискання м'яких біологічних тканин застискачами електродів, розмір проміжку стиснутої МБТ між електродами, а також час протікання процесу нагріву МБТ. Бібліогр. 13, рис. 6.

Ключові слова: скін-ефект, біполярні електроди, електрозварювання м'яких тканин, біологічна тканина, анізотропія питомої електропровідності

Електрохірургія із застосуванням струмів високої частоти (СВЧ) більше 200 кГц [1] набула широкого поширення в медицині. При проходженні СВЧ через електричний ланцюг провідників, якими є електроди електрохірургічних інструментів і ділянка м'яких біологічних тканин (МБТ), яка зварюється, виникає високочастотне електромагнітне поле, що приводить до концентрації щільності струму поблизу поверхні провідників. Виникає так званий поверхневий ефект (скін-ефект) [2]. Внаслідок нерівномірного розподілу щільності струму відбувається нерівномірний розподіл джоулевого нагріву в поперечній площині перерізу провідника. Однією з вимог якості електрозварювання м'яких тканин є рівномірність нагріву зварюваної ділянки МБТ. У зв'язку з цим ряд дослідників в своїх роботах приділили увагу рівномірності нагріву МБТ при проведенні електрохірургічних операцій з урахуванням впливу скін-ефекту. В роботах [3, 4] розглянуто вплив скін-ефекту, який виникає на частоті 440 кГц в тонкому циліндричному монополярному електроді при приварюванні сітківки ока, яка відшарувалася, до судинної оболонки ока. Під мікроскопом явно видно коагуляційні кільця як сліди проходження струму. Детально розглянуто питання моделювання скін-ефекту в електроді, але не наведено аналіз електричних і теплових процесів в МБТ при виникненні коагуляційних кілець на оболонці ока. У роботах [5–8] основну увагу приділено усуненню нерівномірності розподілу щільності струму в електродах при наявності

скін-ефекту, але без аналізу яким чином ця нерівномірність позначається на розподілі джоулевого тепла в МБТ.

Мета роботи – показати результати математичного аналізу протікання електричних і теплових процесів в МБТ (сердечний м'яз свині) при автоматизованому біполярному зварюванні з різною мірою стискання тканини між електродами з урахуванням дії скін-ефекту на частоті 300 кГц, а також в припущенні, що скін-ефект відсутній.

Модель, на якій проводився математичний експеримент дії скін-ефекту на МБТ, побудована з використанням пакету COMSOL Multiphysics 5.3a. До складу моделі включені модулі («physics») «Electric Currents» і «Heat Transfer in Solids» з вирішувачем «Multiphysics/Electromagnetic Heating», який дозволяє об'єднати ці різні фізики для вирішення завдань моделі. В якості матеріалів, використаних в моделі, прийняті сердечний м'яз свині і мідні накладки браншей (електроди). Діапазон встановлюваного тиску електродів складав 15...1100 кПа. Переріз електродів 3×10 мм. Розміри фрагмента сердечного м'яза склали: первинна товщина нестиснутої тканини $mh = 6,9$ мм, ширина 35 мм і глибина 25 мм. Коефіцієнт стискання розраховується за формулою

$$K_{ст} = \left(1 - \frac{hs}{mh}\right) \cdot 100\%, \text{ де } hs - \text{товщина МБТ між електродами.}$$

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

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

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

Виходячи з положень теорії подібності [9], у пакеті COMSOL Multiphysics створена модель, що враховує подібність її геометричних параметрів з геометричними параметрами фізичної моделі. Моделювання дозволило визначити анізотропію питомої електропровідності в зоні локального стискання МБТ (рис. 1) [10].

Основна умова для моделювання була такою, щоб забезпечити найкращу відповідність геометричної частини моделі з геометричними параметрами фізичного експерименту, при цьому необхідно було використати фізичні властивості МБТ свині, що відповідають сердечному м'язу, з урахуванням анізотропії її питомої електропровідності при стисканні.

Математичний експеримент проводився на частоті змінного гармонійного струму $f = 300$ кГц.

Для поля, що коливається з частотою f , маємо:

$$\Delta \sim 50\sqrt[3]{(\sigma\mu f)^{-1}}, \quad (1)$$

де Δ – товщина скін-шару, м; σ – питома електропровідність, См/м; μ – відносна магнітна проникність, відн. од.

Якщо товщина скін-шару велика в порівнянні з розмірами тіла ($\Delta \gg lh$), то розподіл магнітного поля в кожний момент часу буде таким же, як в стаціонарному випадку при заданому значенні поля поза тілом. При цьому вихровим електричним полем і пов'язаними з ним резистивними втратами можна нехтувати [11].

Якщо врахувати анізотропію питомої електропровідності в зоні локального стискання МБТ (рис. 1), то можна розрахувати залежність Δ від $K_{ст}$. Розрахунки показують, що найменша товщина скін-шару для умов нашого експерименту складає 1,7 м (рис. 2). Це набагато більше розмірів того електромагнітного поля, що діє навколо електродів з поперечним перерізом 3×10 мм. Як відомо, електрозварювання МБТ відрізняється від електрокоагуляції обов'язковим застосуванням значного зусилля стискання електродами [12]. Тиск

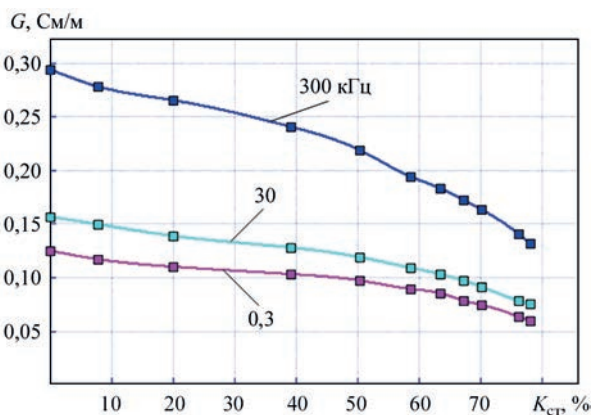


Рис. 1. Залежність питомої електропровідності серцевого м'яза свині G від міри стискання $K_{ст}$ для частот 0,3, 30 та 300 кГц

електродів веде до руйнування мембран клітин (можливо), до перенесення електропровідної тканини води від центру електродів до периферії у напрямку зниження тиску, до підвищення температури пароутворення і максимальної температури тканини. У зв'язку з цим при максимальній мірі стискання серцевого м'яза свині $K_{ст} = 78\%$ товщина скін-шару (рис. 2) складає 2,5 м.

З урахуванням викладеного з великою часткою достовірності можна стверджувати, що струм високої частоти, що проходить через МБТ, в умовах електрохірургічних операцій на м'яких біологічних тканинах практично не повинен викликати змін в розподілі щільності струму у МБТ.

Виникає питання, що відбувається з розподілом щільності струму на поверхні електродів при їх зіткненні з МБТ. Оскільки МБТ є елементом ланцюга, по якому проходить СВЧ, то нерівномірності струму, пов'язаної зі скін-ефектом, на межі зіткнення електродів з МБТ бути не повинно. Проте зворотна ситуація спостерігалася з «коагуляційними кільцями» на сітківці ока в роботі [3].

У нашій моделі електроди представлені у вигляді мідних накладок браншей. СВЧ протікає від джерела напруги через мідну накладку розміром $3 \times 10 \times 1,5$ мм, потім через ділянку МБТ, стиснутою електродами, і далі через другу мідну накладку. Електричний ланцюг замикається на джерело напруги.

Навіть для провідника круглого перерізу розрахунок скін-ефекту представляє значні труднощі. Для виконання розрахунку використовують багато припущень по прямолінійності провідника, нескінченності його довжини та ін. Для провідників, що мають прямокутний переріз, в роботі [13] розрахунок базується на припущенні, що переріз провідника складається з наборів провідників круглого перерізу, діаметр яких дорівнює подвоєній товщині скін-шару і, відповідно, на припущенні щодо прямолінійності провідника і нескінченності його довжини.

Для нашої моделі для спрощення розрахунку впливу скін-ефекту приймаємо наступні припущення:

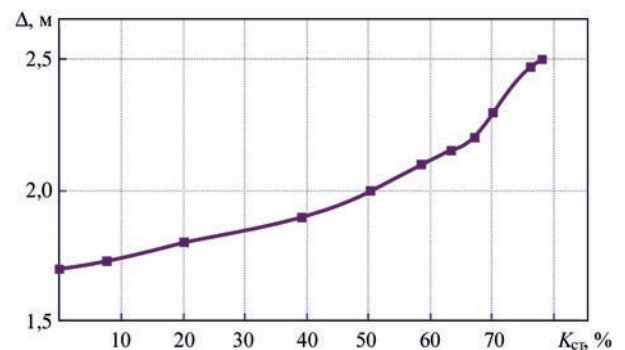


Рис. 2. Товщина скін-шару в серцевому м'язі свині при $f = 300$ кГц залежно від міри стискання

– скін-ефект є присутнім тільки в мідних накладках браншей;

– оскільки скін-ефект проявляється в концентрації щільності струму на поверхні провідника, здійснюємо імітацію скін-ефекту за рахунок заданої нелінійності питомої електропровідності по довжині і ширині мідної накладки;

– залежність зменшення щільності струму від частоти в міді при віддаленні від поверхні добре апроксимується гіперболічним косинусом;

– скін-ефект проявляється як уздовж ширини, так і уздовж довжини мідної накладки, при цьому щільність струмів усереднюється.

Позначимо половину ширини мідної накладки як $a_{\text{ш}}$, половину довжини як $b_{\text{д}}$. Тоді $a_{\text{ш}} = 1,5$ мм, $b_{\text{д}} = 5$ мм. Координата X накладки знаходиться в межах $\{-a_{\text{ш}} \dots a_{\text{ш}}\}$. Координата Y накладки знаходиться в межах $\{-b_{\text{д}} \dots b_{\text{д}}\}$. Щільність струму J_x по координаті X обчислюється за формулою:

$$J_x = \text{ch}(kf^{0,5}X), \quad (2)$$

аналогічно для

$$J_y = \text{ch}(kf^{0,5}Y). \quad (3)$$

На лівій та правій поверхнях мідної накладки, що обмежують її ширину, щільність струму буде $J_{\text{кш}} = \text{ch}(kf^{0,5}a_{\text{ш}})$. Відповідно на протилежних поверхнях, що обмежують довжину накладки, щільність струму буде $J_{\text{кд}} = \text{ch}(kf^{0,5}b_{\text{д}})$. Значення коефіцієнта k визначається шляхом зворотного перетворення гіперболічних косинусів у формулах (2) та (3) і підстановки значення товщини скін-шару для міді при частоті 300 кГц, отримане за допомогою (1). Оскільки для міді $\Delta = 0,119$ мм, то $k = 15,36$.

У зв'язку з тим, що щільність струму J пропорційна питомій електропровідності σ елементарного майданчика нормальною вектору струму, то приймаємо:

$$\sigma(X, Y) = 6E^7 \left(\frac{J_x(X)}{J_{\text{кш}}} + \frac{J_y(Y)}{J_{\text{кд}}} \right) 0,5.$$

Замінивши в розрахунковій частині моделі значення питомої електропровідності міді, яке

незмінне в кожному елементарному об'ємі мідної накладки ($\sigma = 6E^7$, См/м) для постійного струму, на $\sigma(X, Y)$, отримаємо розподіл щільності струму в мідних накладках браншей, що відповідає розподілу при скін-ефекті для частоти 300 кГц. На рис. 3 представлено графіки розподілу відносної щільності струму уздовж ширини і довжини мідних накладок браншей, а також 3d зображення $\sigma(X, Y)$.

Щоб отримати певніше розуміння того, як розподіляється щільність струму при скін-ефекті усередині об'єму мідної накладки, у тому числі на межі з МБТ, розрахуємо розподіл струму по лініях А і Б (рис. 4, а, б). Лінія А лежить в площині, яка є межею між мідною накладкою і МБТ (МБТ на рисунку для спрощення не показана) і проходить посередині накладки уздовж її ширини. Лінія Б проходить між центром поверхні лівої сторони накладки і центром поверхні правої сторони мідної накладки. На рис. 4, а бачимо, як щільність струму уздовж лінії Б зменшується від лівої поверхні мідної накладки з 28000 А/м² практично до нуля і потім зростає до правої поверхні накладки до 28000 А/м². Розподіл щільності струму уздовж лінії А повторюється з тією ж закономірністю, але має набагато менші значення на кінцях (приблизно 2000 А/м²), а посередині значення щільності струму перевищує значення на лінії Б.

Для уточнення результатів розрахуємо розподіл щільності струму по відрізку січної лінії, що з'єднує центри лінії Б і лінії А (рис. 4, в), а також по відрізку січної, що з'єднує ліві кінці цих ліній (рис. 4, г).

Очевидно, що щільність струмів при наближенні до МБТ різко змінює свої значення, перший (рис. 4, в) у бік збільшення, другий (рис. 4, г) – зменшення. Це свідчить про те, що електричні властивості МБТ мають домінуючий вплив на розподіл щільності струму в мідній накладці поблизу МБТ.

Далі розрахуємо розподіли струмів по тих же лініях, що і в попередніх розрахунках, але від-

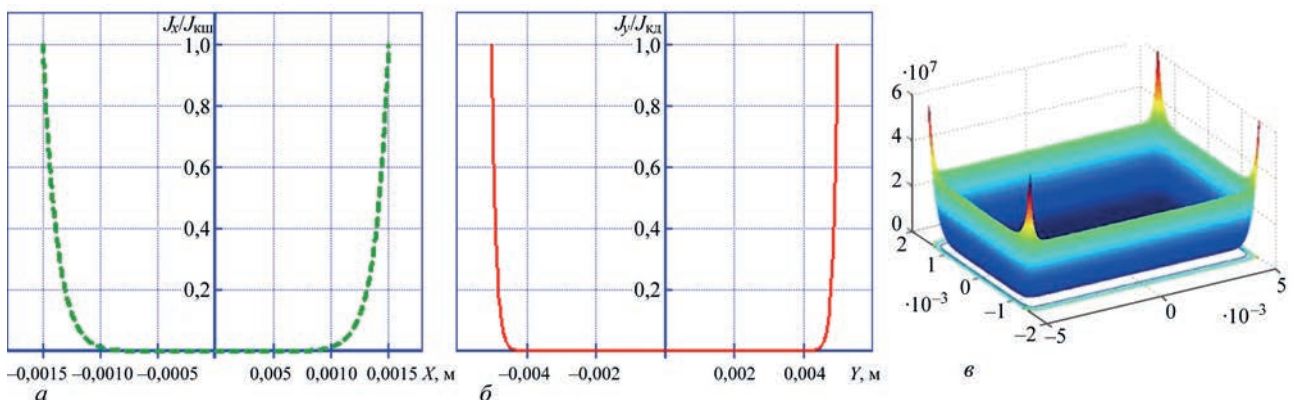


Рис. 3. Графіки розподілу відносної щільності струму уздовж ширини (а), довжини (б) мідної накладки браншей і розподілу питомої електропровідності в 3d зображенні (в)

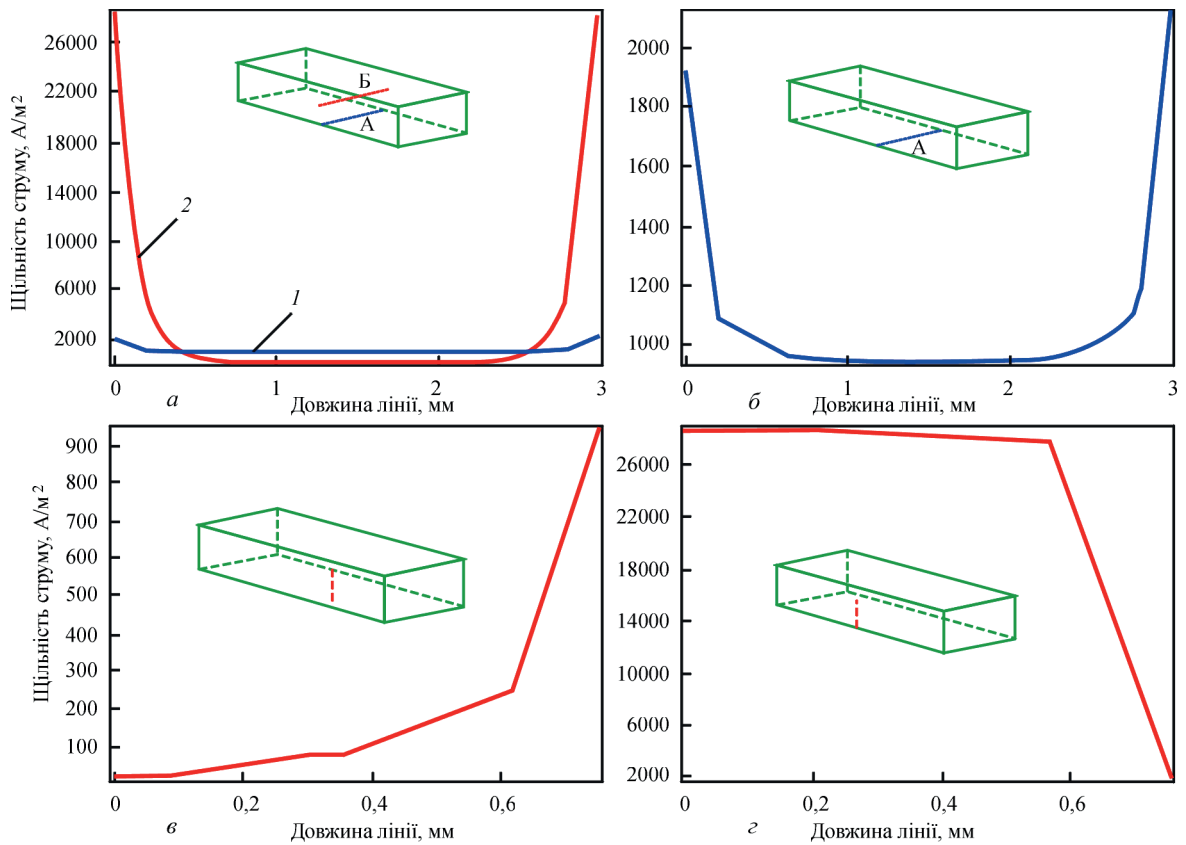


Рис. 4. Розподіл щільності струму при скін-ефекті всередині обсягу мідної накладки по лініях А та Б (а) (1 – розподіл щільності струму по лінії А; 2 – по лінії Б) і А (б). Розподіл щільності струму при скін-ефекті всередині обсягу мідної накладки по вертикальній січній лінії, що з'єднує центри ліній Б і лінії А (в) і січній лінії, що з'єднує ліві кінці ліній А і Б (г)

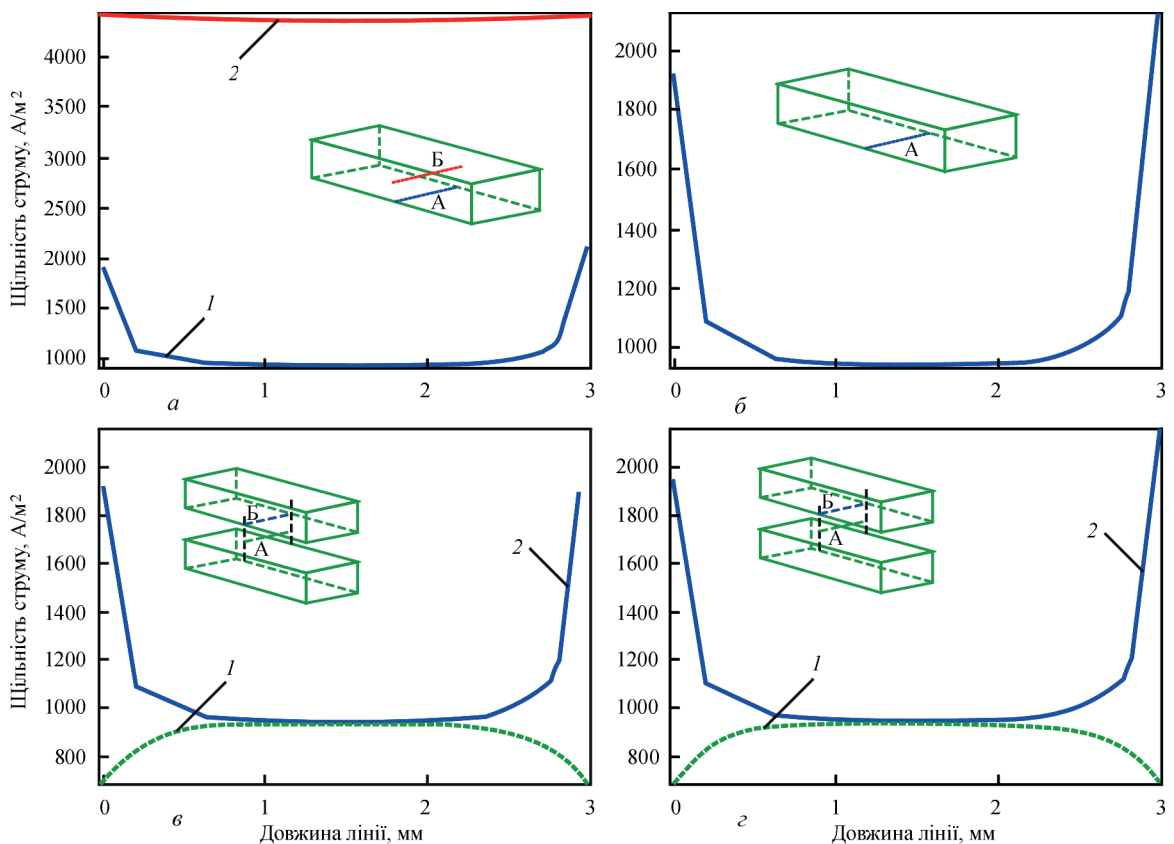


Рис. 5. Розподіл щільності струму без урахування скін-ефекту всередині обсягу мідної накладки по лініях А і Б (а) і тільки лінії Б (б). Розподіл щільності струму при скін-ефекті всередині обсягу МБТ по лініях А і Б (в) і без урахування скін-ефекту (г) (1 – розподіл щільності струму по лінії А; 2 – по лінії Б)

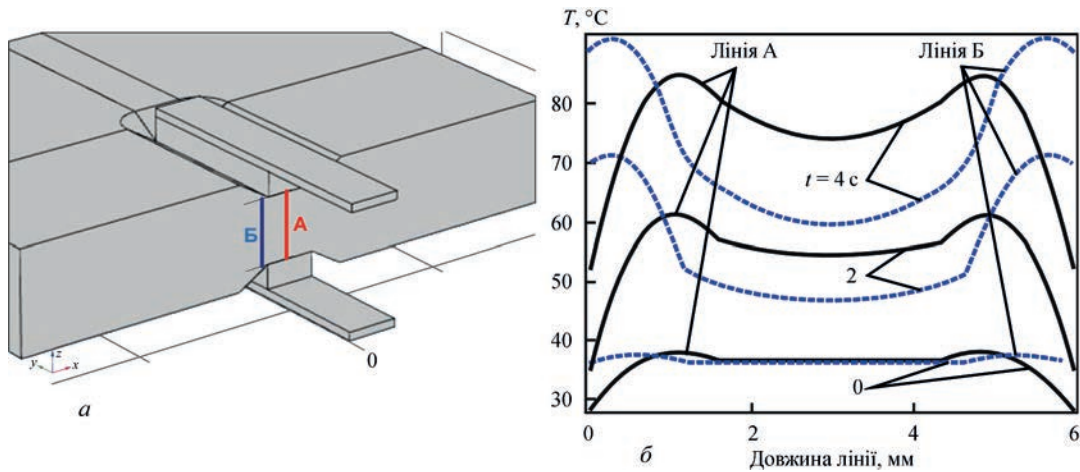


Рис. 6. Вертикальні лінії А і Б на поверхні МБТ (а). Розподіл температури у МБТ по осі Z уздовж вертикальних ліній А і Б в моменти часу 0, 2 і 4 с (б)

ключимо імітацію скін-ефекту (рис. 5, а, б). Розподіл щільності струму по лінії Б практично рівномірний і складає близько 5000 A/m^2 , а розподіл щільності струму по лінії А такий же, як і розподіл струму, розрахований при скін-ефекті (рис. 4, б і рис. 5, б).

Таким чином, ми отримали ще одне підтвердження, що скін-ефект при височастотному біполярному зварюванні в біологічній тканині практично відсутній.

Подальші розрахунки розподілів щільності струмів всередині біологічної тканини по лініях А і Б з «включеним» скін-ефектом (рис. 5, в) і по цих же лініях без скін-ефекту (рис. 5, з), показали повну ідентичність результатів.

Звертає на себе увагу той факт, що щільність струмів в середині лінії А і в середині лінії Б збігаються (рис. 5, в, з). Тобто середня частина МБТ, що стиснута між електродами, має однакову питому електропровідність по вертикалі. При віддаленні від середини вліво і вправо по лінії А питома електропровідність зменшується через наближення до ділянок МБТ з меншим ступенем стискання. При віддаленні від середини вліво і вправо по лінії Б щільність струму зростає у зв'язку з наближенням до ребер мідної накладки, на яких спостерігається збільшення щільності електричного поля через різке збільшення кривизни провідника. Внаслідок такої нерівномірності розподілу щільності струму на кордоні електрод – МБТ на поверхні тканини виникає нерівномірний розподіл теплового поля.

Проведено розрахунок розподілу температури уздовж вертикальної лінії А у МБТ (рис. 6, а) між серединами електродів і уздовж лінії Б, яка дорівнює по довжині лінії А і проходить вертикально лівіше за нижній кут мідної накладки на $0,05 \text{ мм}$. Розрахунок робився для трьох моментів часу нагріву 0, 2 та 4 с. На графіку (рис. 6, б) показано, що за 4 с нагріву температура на кінцях лінії Б досягла критичного значення $\sim 90 \text{ }^\circ\text{C}$, а темпера-

тура в середині стиснутої ділянки МБТ на лінії А $\sim 70 \text{ }^\circ\text{C}$. Така нерівномірність нагріву МБТ може привести на етапі дегідратації в деяких ділянках тканини до незапланованих коагуляційних процесів, а на етапі полімеризації в деяких ділянках може статися некроз тканини.

Найімовірніше, коагуляційні кільця на сітківці ока, про які йдеться в роботі [3], утворилися з-за підвищеної щільності струму на ребрах електрода. Передбачається, що закруглення ребер поверхні електродів, що знаходяться на межі з МБТ, дозволить частково усунути нерівномірність розподілу нагріву у МБТ при моно- та біполярному зварюванні.

Висновки

1. Важливим для вирішення завдань автоматизації біполярного зварювання МБТ є висновок, що скін-ефект, що виникає при проходженні СВЧ по мідних накладках браншей, не впливає на процеси протікання струму і нагріву МБТ.

2. На нерівномірність щільності струму в МБТ і на протікання процесу нагріву впливають наявність гострих ребер на поверхні електродів, що контактують з тканиною, коефіцієнт стискання МБТ затискачами електродів, розмір проміжку стиснутих МБТ між електродами, а також час протікання процесу нагріву МБТ.

3. Розроблена в ході математичного експерименту модель з використанням COMSOL multiphysics надалі дозволить досліджувати методику вибору необхідних співвідношень геометричних параметрів електродів; вибору законів автоматичної зміни живлячої напруги (струму) в часі для досягнення оптимального процесу нагріву при автоматизованому зварюванні м'яких біологічних тканин для поліпшення якості отриманих зварних з'єднань.

Список літератури

1. ДСТУ EN 60601-2-2:2019 (EN 60601-2-2:2009, IDT; IEC 60601-2-2:2009, IDT) *Изделия медицинские электрические. Часть 2-2. Дополнительные требования насчет*

безопасности и основных рабочих характеристик высококачественной хирургической аппаратуры и высококачественных хирургических принадлежностей.

- Поливанов К.М. (1969) *Теоретические основы электротехники. Ч.3. Теория электромагнитного поля*. Москва, Энергия.
- Сидорець В.М., Дубко А.Г. (2015) Розподіл струму в електродах електрохірургічних інструментів при зварюванні біологічних тканин. *Восточно-Европейський журнал передових технологій*, **3**, 24–28. DOI: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2015.43372>.
- Sydorets, V., Dubko, A., Bondarenko, O., Kosenko, R. (2016) Influence of Skin Effect on Current Flow Through Electrodes of Electro-Surgical Instruments and Biological Tissue. *15th Biennial Conference on Electronics and Embedded Systems (BEC-2016)*, Tallinn, Estonia, 211–214.
- Сидорець В.М., Дубко А.Г. (2015) Особенности анализа распределения тока высокой частоты в осесимметричных электродах электрохирургических инструментов. *Электротехника та електроенергетика*, **2**, 42–47.
- Sydorets, V., Lebedev, A., Dubko, A. (2015) Mathematical Modeling of the Current Density Distribution in a High-Frequency Electrosurgery. *16th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*, Lviv, Ukraine, 215–217. DOI: <https://doi.org/10.1109/CPEE.2015.7333379>.
- Dubko, A., Sydorets, V., Bondarenko, O. (2018) Simulation of the Temperature Distribution with High-Frequency Electrosurgical Heating. *38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO – 2018)*, Kyiv, Ukraine, 394–397.
- Дубко А.Г., Чвертко Н.А., Лебедев О.В. та ін. (2020) Математичні моделі розподілу густини струму високої частоти в електродах з різними формами поперечного перерізу. *Біомедична інженерія і технологія*, **3**, 92–98.
- Гухман А.А. (1973) *Введение в теорию подобия. 2-е изд.*, Москва, Вышш. шк.
- Ланкін Ю.М., Соловйов В.Г., Романова І.Ю. (2021) Дослідження зміни питомої електропровідності біологічних тканин в результаті локального стискання електродами при біполярному зварюванні. *Автоматичне зварювання*, **1**, 38–43. DOI: <https://doi.org/10.37434/as2021.01.07>
- Пегель І.В. (2009) *Електродинаміка сверхвысоких частот. Уч. пособие*. Издательство Томского политехнического университета.
- Швед О.Є. (2008) *Обґрунтування нового хірургічного методу гемостазу (експериментально-клінічне дослідження)*: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.03, Київ.
- Булгаков О., Петров С., Лупандин В. (2009) Учет скин-эффекта в задачах о потоках самоиндукции и взаимной индукции, наводимых током, протекающим в проводнике с прямоугольным поперечным сечением. *Компоненты и технологии*, **4**, 122–125.

References

- DSTU EN 60601-2-2:2019 (EN 60601-2-2:2009, IDT; IEC 60601-2-2:2009, IDT) *Medical electrical products. Pt 2-2. Additional safety requirements and basic performance of high frequency surgical equipment and high frequency surgical accessories* [in Russian].
- Polivanov, K.M. (2015) *Theoretical principles of electrical engineering. Pt. 3: Theory of electromagnetic field*. Moscow, Energiya [in Russian].
- Sydorets, V.M., Dubko, A.G. (2015) Distribution of current in electrodes of electrosurgical instruments in welding of biological tissues. *Eastern-European J. of Enterprise Technologies*, **3**, 24–28 [in Ukrainian]. DOI: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2015.43372>.
- Sydorets, V., Dubko, A., Bondarenko, O., Kosenko, R. (2016) Influence of skin effect on current flow through electrodes of electro-surgical instruments and biological tissue. *In: Proc. of 15th Biennial Conf. on Electronics and Embedded Systems (BEC-2016, Tallinn, Estonia)*, 211–214.
- Sydorets, V.M., Dubko, A.G. (2015) Peculiarities of analysis of high-frequency current distribution in axisymmetric electrodes for electrosurgical instruments. *Elektrotehnika ta Elektroenergetyka*, **2**, 42–47 [in Russian].
- Sydorets, V., Lebedev, A., Dubko, A. (2015) Mathematical modeling of the current density distribution in a high-frequency electrosurgery. *In: Proc. of 16th Int. Conf. on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE, Lviv, Ukraine)*, 215–217. DOI: <https://doi.org/10.1109/CPEE.2015.7333379>.
- Dubko, A., Sydorets, V., Bondarenko, O. (2018) Simulation of the temperature distribution with high-frequency electrosurgical heating. *In: Proc. of 38th Int. Conf. on Electronics and Nanotechnology (ELNANO – 2018, Kyiv, Ukraine)*, 394–397.
- Dubko, A.G., Chvertko, N.A., Lebedev, O.V. et al. (2020) Mathematical models of density distribution of high-frequency current in electrodes with different shapes of transverse cross-section. *Biomedychna Inzheneriya i Tekhnologiya*, **3**, 92–98 [in Ukrainian].
- Gukhman, A.A. (1973) *Introduction to similarity theory*. 2nd Ed. Moscow, Vysshaya Shkola [in Russian].
- Lankin, Yu.M., Solovyov, V.G., Romanova, I.Yu. (2021) Study of change in specific electrical conductivity of biological tissues as a result of local compression by electrodes in bipolar welding. *The Paton Welding J.*, **1**, 35-39. DOI: <https://doi.org/10.37434/as2021.01.07>
- Pegel, I.V. (2009) *Electrodynamics of superhigh frequency: Manual*. TPU [in Russian].
- Shved, O.E. (2008) Substantiation of new surgical method of hemostasis (experimental-clinical study). *In: Syn. of Thesis for Cand. of Med. Sci. Degree*, Kyiv [in Ukrainian].
- Bulgakov, O., Petrov, S., Lupandin, V. (2009) Allowing for skin effect in problems of self-induction and mutual induction induced by current flow in conductor with rectangular cross-section. *Komponenty i Tekhnologii*, **4**, 122–125 [in Russian].

SKIN-EFFECT ON SOFT BIOLOGICAL TISSUE AND FEATURES OF TISSUE HEATING DURING AUTOMATIC BIPOLAR WELDING

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

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

E-mail: office@paton.kiev.ua

The skin-effect that occurs in the electrical circuit at high-frequency electrosurgery, including electric welding of soft biological tissues (SBT) with electrodes for bipolar welding, is of interest to researchers as a possible source of considerably uneven heating of SBT in automatic welding. Mathematical study of electrical and thermal processes in automatic bipolar welding was performed, taking into account and ignoring the impact of skin effect at the frequency of 300 kHz. It was determined that in biological tissue the skin-effect causes uneven heating to a smaller degree. The main reasons that influence the unevenness of heating are the presence of sharp ridges on the surface of electrodes that contact the tissue, degree of SBT compression by the electrode clamps, length of SBT compressed between the electrodes, and also duration of the process of SBT heating. 13 Ref., 6 Fig.

Keywords: skin-effect, bipolar electrodes, electric welding of soft tissues, biological tissue, anisotropy of specific conductivity

Надійшла до редакції
23.03.2021