

Андрій ДУБКО<sup>1, 2</sup>, Олександр РОМАНЕНКО<sup>1</sup>, Сергій РИМАР<sup>1</sup>

Україна, м. Київ, <sup>1</sup>Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України;

<sup>2</sup>КПІ ім. Ігоря Сікорського

## МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ ГУСТИНИ СТРУМУ В ЕЛЕКТРОДАХ ЕЛЕКТРОХІРУРГІЧНИХ ІНСТРУМЕНТІВ З ПРЯМОКУТНОЮ РОБОЧОЮ ПОВЕРХНЕЮ

Досліджено вплив скін-ефекту на електромагнітні процеси, що відбуваються в прямокутних електродах електрохірургічних інструментів під час протікання через них змінного струму. Математичне моделювання виконувалось за допомогою диференціальних рівнянь в частинних похідних чисельним методом скінчених елементів. Показано, що густина струму нерівномірно розподіляється по периметру електрода: струм концентрується в кутах прямокутного перетину, а в центрі він практично відсутній. Аналіз опору мідного прямокутного електрода в частотному діапазоні від 22 до 880 кГц показав, що зі збільшенням частоти збільшуються джоулеві втрати, що супроводжується додатковим нагріванням електрода і, відповідно, локальним нагріванням біологічних тканин. Модифікація форми робочої поверхні електрода скругленням його кутів призвела до згладження розподілу густини струму та зменшення опору на всіх частотах.

**Ключові слова:** математичне моделювання, електромагнітні процеси, прямокутні електрохірургічні електроди, частота струму, скін-ефект, розподіл густини струму.

Дослідження скін-ефекту під час проходження струму в електродах є важливим завданням, оскільки він значною мірою визначає концентрацію струму на окремих ділянках їхніх робочих поверхонь. Особливо гостро це питання постає у високочастотній електрохірургії, де використання струмів мегагерцового діапазону значно посилює поверхневий ефект. Скін-ефект спричиняє зміщення струму до зовнішньої поверхні провідника, що зумовлює нерівномірний розподіл густини струму в його поперечному перерізі, призводить до збільшення активного опору та додаткових втрат потужності [1]–[3]. Внаслідок такого теплового виділення через джоулеві втрати виникає локальний перегрів біологічних тканин та самого інструмента [4]–[6]. Це може викликати такі несприятливі явища, як термічний некроз тканин, погіршення якості контакту між електродом і біоматеріалом, а також руйнування ізоляції інструмента.

З іншого боку, характеристики електромагнітних хвиль тісно пов'язані з частотою генератора. Електрохірургічні джерела енергії працюють у високочастотному діапазоні — від 200 кГц до 3,3 МГц, оскільки це дозволяє уникнути небажаної нервово-м'язової стимуляції [7] біологічних тканин в процесі операції.

Отже, для мінімізації негативних наслідків скін-ефекту за умови збереження безпечної робочої частоти необхідно точно спрогнозувати розподіл струму ще на етапі проєктування хірургічних інструментів.

На **рис. 1** показано розподіл густини струму  $J$  частотою 48,391 кГц у круглому мідному провіднику. Максимальна концентрація густини струму, що зосереджується рівномірно на його зовнішній поверхні, свідчить про наявність скін-ефекту.

У квадратному мідному провіднику, як це показано на **рис. 2**, густина струму розподіляється по площі перерізу майже рівномірно на частоті 50 Гц, тоді як при 500 Гц більша густина сконцентрована в кутах. Тобто на високих частотах збільшуються електричні втрати і, як наслідок, зростає опір змінному струму.

Практична реалізація електрохірургічних методів тісно пов'язана з нормативним регулюванням робочих частот. В **табл. 1** наведено розподіл радіочастот, дозволених для використання в Україні, що відповідає Резолюції № 63 Регламенту радіозв'язку Міжнародного союзу електрозв'язку [10]. З урахуванням цих вимог в ІЕЗ ім. Є. О. Патона роз-

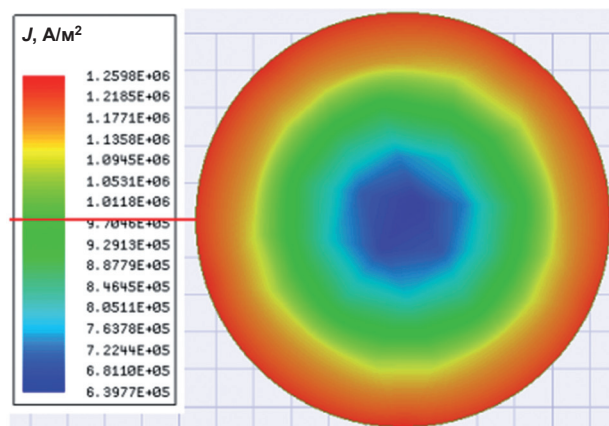


Рис. 1. Розподіл густини струму частотою 48,391 кГц у круглому мідному провіднику радіусом 0,511 мм [8]

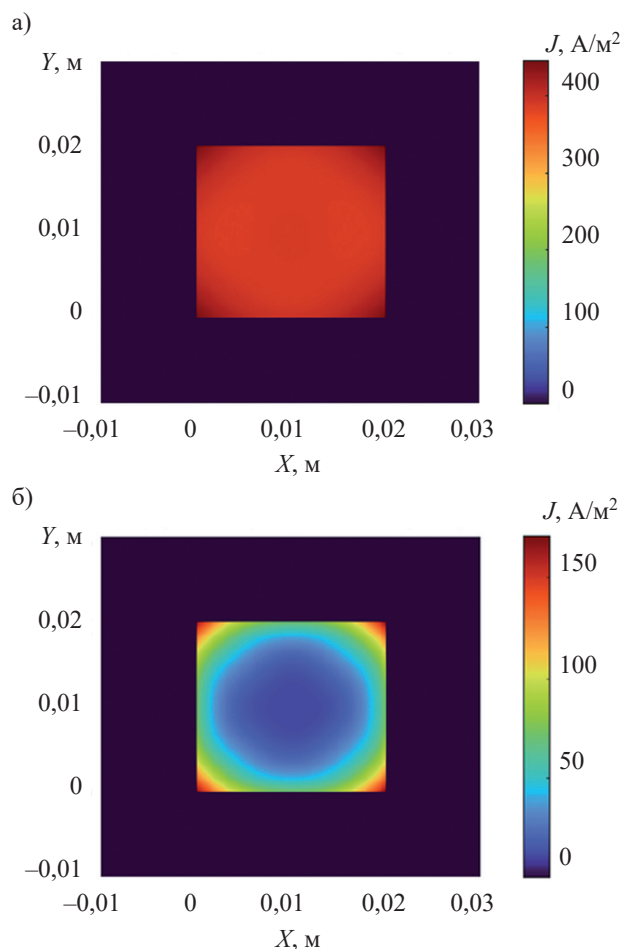


Рис. 2. Розподіл густини струму в квадратному провіднику розміром  $20 \times 20$  мм на частоті струму 50 Гц (а) та 500 Гц (б) [9]

Таблиця 1

Розподіл дозволених для використання в Україні радіочастот [10]

| Номинальне значення частоти і допустиме відхилення | Смуга частот, кГц | Дозволено використання в пристроях* |
|----------------------------------------------------|-------------------|-------------------------------------|
| 18 кГц $\pm 7,5\%$                                 | 16,7–19,4         | П                                   |
| 22 кГц $\pm 7,5\%$                                 | 20,4–23,7         | П, Н, М                             |
| 44 кГц $\pm 10\%$                                  | 40–48             | П, Н, М                             |
| 66 кГц $+12\%, -10\%$                              | 59–74             | П, Н, М                             |
| 440 кГц $\pm 2,5\%$                                | 429–451           | П, Н, М                             |
| 880 кГц $\pm 1,0\%$                                | 871–889           | П, Н, М                             |
| 1760 кГц $\pm 2,5\%$                               | 1720–1800         | П, Н, М                             |
| 2640 кГц $\pm 1,0\%$                               | 2610–2670         | П, М                                |
| 5280 кГц $\pm 2,5\%$                               | 5150–5410         | П, Н, М                             |

\*П — промислові;  
Н — наукові;  
М — медичні радіовипромінювальні пристрої

роблено електрохірургічний генератор ЕКВ3-300 «ПАТОНМЕД», який працює на дозволений частоті 440 кГц [11]. Науковці Інституту спільно з фахівцями медичної галузі впроваджують в хірургічну практику нові технології високочастотного зварювання [12]–[16], де застосовуються біполярні та монополярні інструменти з різною формою робочих поверхонь.

Ефективність таких технологій суттєво залежить від геометричних і силових параметрів інструмента. Зокрема, розроблений спеціальний біполярний затискач з робочою поверхнею електродів  $3 \times 15$  мм, призначений для зварювання артерій діаметром 3–8 мм, забезпечує стискання тканин в межах  $1,9 \pm 0,2$  МПа. В процесі гідравлічних випробувань зварний шов артерії свині діаметром 7 мм витримав тиск рідини не менше ніж 500 мм рт. ст. (67 кПа) [17]. Проте оптимізація геометричних параметрів таких електродів вимагає детального аналізу електромагнітних процесів у зоні контакту.

Аналітичні розрахунки дозволяють лише наблизити оцінити характеристики електромагнітних процесів системи «зварювальні електроди — біологічна тканина». Числове ж математичне моделювання з високим ступенем точності відображає процеси в цій системі і є важливим етапом у створенні нових ефективних конструкцій електрохірургічних інструментів.

Метою цієї роботи є проведення чисельного математичного моделювання розподілу густини струму в електродах електрохірургічних інструментів з прямокутними робочими поверхнями залежно від частоти струму.

#### Математична постановка задачі, геометрія та крайові умови моделі

Розподіл густини струму в прямокутних електродах можна визначити розв'язанням системи диференціальних рівнянь Максвелла [18], [19] з відповідними граничними умовами. Ця система має такий вигляд:

$$\begin{cases} \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}; \\ \mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A}; \\ \mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} + j\omega \mathbf{D}; \\ \mathbf{E} = -\nabla V - j\omega \mathbf{A}; \\ \nabla \cdot \mathbf{J} = 0, \end{cases} \quad (1)$$

де  $\nabla$  — оператор набла;

$\mathbf{H}$  — вектор напруженості магнітного поля;

$\mathbf{J}$  — вектор густини електричного струму;

$\mathbf{B}$  — вектор магнітної індукції;

$\mathbf{A}$  — вектор магнітного потенціалу;

$\mathbf{E}$  — вектор напруженості електричного поля;

$\mathbf{D}$  — вектор електричної індукції;

$\sigma$  — питома електрична провідність середовища;

$j$  — уявна одиниця;

$\omega$  — кутова частота струму,  $\omega = 2\pi f$ ;

$f$  — частота струму;

$V$  — скалярний електричний потенціал.

Для оцінювання електричних і магнітних властивостей середовища система доповнюється рівняннями зв'язку напруженості магнітного поля з магнітною індукцією і напруженості електричного поля з електричною індукцією:

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu_r \mathbf{H};$$

$$\mathbf{D} = \epsilon_0 \epsilon_r \mathbf{E}, \quad (2)$$

де  $\mu_0$ ,  $\epsilon_0$  — магнітна та електрична сталі;

$\mu_r$ ,  $\epsilon_r$  — відносні магнітна та електрична проникності середовища.

Поєднання закону Ампера та принципу збереження заряду дозволяє отримати розрахункове рівняння:

$$\nabla \times (\mu_0^{-1} \mu_r^{-1} \nabla \times \mathbf{A}) + \sigma \nabla V + (j\omega\sigma - \omega^2 \epsilon_0 \epsilon_r) \mathbf{A} = 0. \quad (3)$$

Розв'язати таку задачу можна, застосувавши чисельний метод скінчених елементів в пакеті COMSOL Multiphysics.

Математичне моделювання проводилося для змінного струму силою 2 А частотою 22, 66, 440 і 880 кГц. Об'єкт дослідження — мідний електрод 1 прямокутного перерізу розмірами 3 × 15 мм (периметр 36 мм), який розміщується в центрі розрахункової області — повітряного прямокутника 2 з поперечним перерізом 18 × 45 мм, як це показано на рис. 3. Граничні умови визначають обмеження поширення електромагнітного поля зовнішніми границями області 2, на яких  $\mathbf{n} \times \mathbf{A} = 0$  та  $\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = 0$ , де  $\mathbf{n}$  — вектор нормалі.

Для забезпечення достатньої точності розв'язання задачі використано скінченно-елементну сітку, яка має загушення в області електрода (рис. 4), що дозволяє мінімізувати похибку розрахунків у зонах високого градієнта поля.

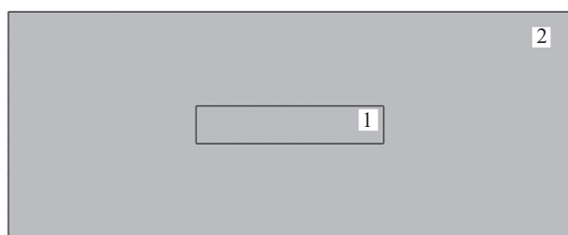


Рис. 3. Розрахункова область моделі:

1 — електрод; 2 — повітря

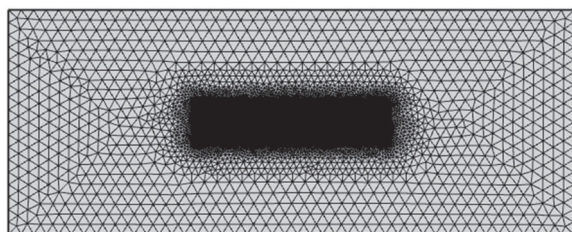


Рис. 4. Скінченно-елементна сітка моделі

## Результати моделювання та їх обговорення

Результати моделювання розподілу густини змінного струму для частот 66 і 440 кГц у вигляді двовірних функціонально забарвлених полів, представлено на рис. 5, а об'ємний розподіл для частоти 440 кГц — на рис. 6. Візуалізація полів свідчить про виражену нерівномірність розподілу струму по периметру електрода з концентрацією його максимальних значень у кутових зонах прямокутника.

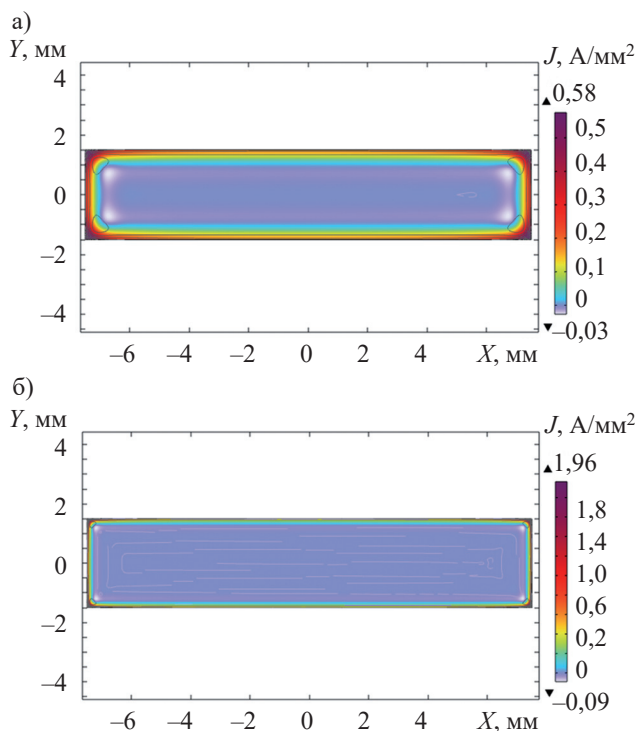


Рис. 5. Розподіл густини змінного струму в мідному прямокутному електроді на частоті 66 кГц (а) та 440 кГц (б)

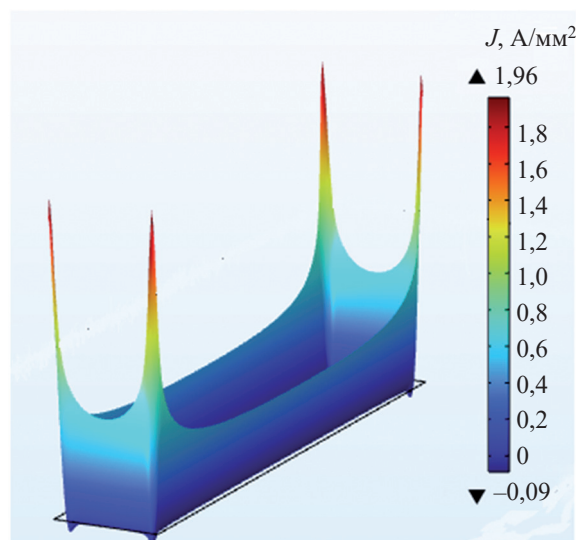


Рис. 6. Тривірна поверхня розподілу густини струму в мідному прямокутному електроді на частоті 440 кГц

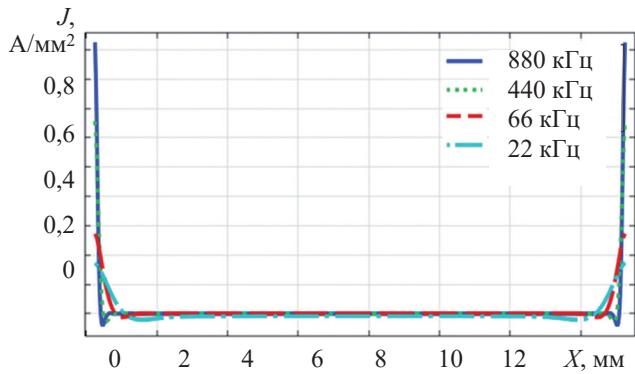


Рис. 7. Розподіл густини струму по робочій поверхні уздовж більшої сторони перерізу прямокутного електрода (по його осі симетрії) на різних частотах

Таблиця 2

Частотна залежність опору мідного електрода “класичного” прямокутного перерізу та зі скругленими кутами

| Частота, кГц | Опір електрода, Ом · 10 <sup>-6</sup> |             |
|--------------|---------------------------------------|-------------|
|              | класичного                            | скругленого |
| 22           | 4,1124                                | 4,0097      |
| 66           | 6,9906                                | 6,7487      |
| 440          | 17,8940                               | 17,0620     |
| 880          | 25,3990                               | 24,1580     |

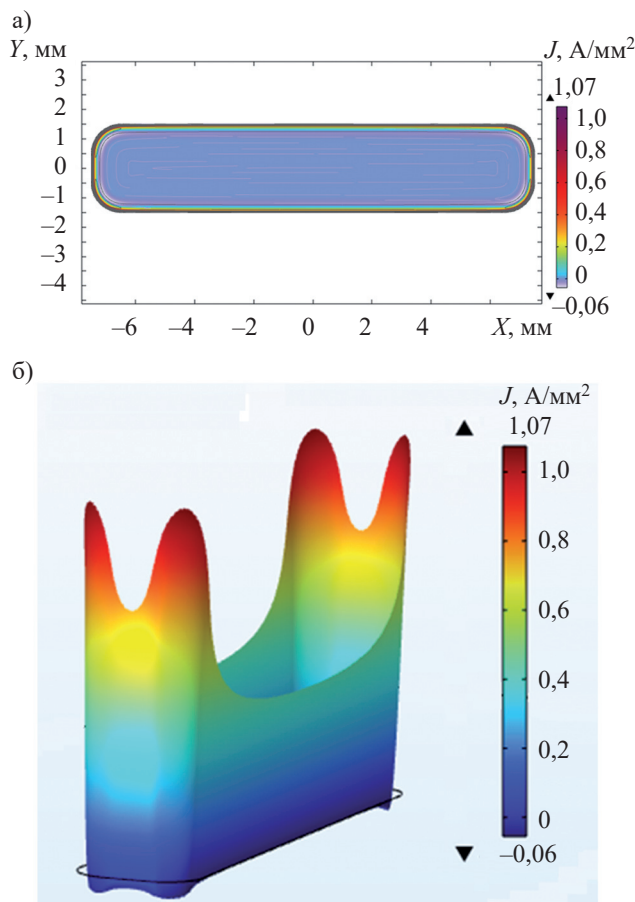


Рис. 8. Дво- (а) та тривимірні (б) моделі розподілу густини змінного струму в мідному прямокутному електроді із скругленими кутами на частоті 440 кГц

Для більш детальної оцінки отримано також графіки розподілу густини струму  $J$  уздовж більшої сторони перерізу для всіх досліджуваних частот. Як видно на **рис. 7**, у центральній частині електрода для всіх частот струм практично відсутній, а його максимуми зміщуються до країв, що є прямим наслідком прояву скін-ефекту. При цьому слід зазначити, що зі збільшенням частоти зростають і максимальні значення  $J$ .

У **табл. 2** наведено розраховані значення опору мідного електрода з прямокутним поперечним перерізом  $3 \times 15$  мм висотою 3 мм залежно від частоти. Тут видно, що з підвищенням частоти струму збільшується активний опір електрода, що пояснюється зменшенням ефективної площі поверхні електрода через скін-ефект. Відповідно, зростають джоулеві втрати, що супроводжується додатковим нагріванням електрода і локальним нагріванням біологічних тканин вздовж периметра електрода, особливо в його кутах.

З метою згладжування густини струму в прямокутних електродах було запропоновано модифікацію форми його робочої поверхні скругленням кутів з радіусом 1 мм. Периметр такого перерізу зменшився до 34,28 мм.

Розподіл густини струму в електроді оптимізованої геометрії на частоті 440 кГц представлено на **рис. 8**, а частотна залежність його опору — в табл. 2. Порівняльний аналіз результатів вказує на те, що скруглення кутів призвело до згладжування розподілу густини струму та зменшення опору електрода на всіх частотах.

## Висновки

Проведене в широкому частотному діапазоні математичне моделювання показало нерівномірність розподілу густини змінного струму в мідному прямокутному електроді: струм концентрується переважно на периферії, особливо в кутових зонах, тоді як у центрі він практично відсутній. При цьому, нерівномірність збільшується зі зростанням частоти. Підвищення частоти призводить також до зростання активного опору електрода через зменшення ефективної площі протікання струму внаслідок скін-ефекту. Це своєю чергою зумовлює інтенсивніше локальне нагрівання периферійних ділянок.

Модифікація геометрії робочої поверхні інструмента скругленням кутів робочої поверхні дозволила суттєво згладити розподіл густини струму та знизити загальний опір електрода. Отримані результати доцільно враховувати на етапі проєктування нових конструкцій високочастотних електрохірургічних інструментів.

У подальших дослідженнях планується проведення чисельного моделювання розподілу густини струму у системі «електрод — біологічна тканина» з урахуванням скін-ефекту й ефекту близькості за наявності паралельних провідників у складній конструкції електродів.

ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА

- [1] В. М. Сидорець та А. Г. Дубко, "Розподіл струму в електродах електрохірургічних інструментів при зварюванні біологічних тканин," *Східно-Європейський журнал передових технологій*, no. 3, pp. 24–28, 2015. doi: 10.15587/1729-4061.2015.43372.
- [2] J. A. Pearce, "FEM numerical model study of electrosurgical dispersive electrode design parameters," in *Proc. 37th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC)*, 2015, pp. 2559–2562. doi: 10.1109/EMBC.2015.7318914.
- [3] N. H. Nessler and W. Reischer, "Measuring device for neutral electrodes in electrosurgery," *Measurement*, vol. 33, no. 2, pp. 197–203, 2003. doi: 10.1016/S0263-2241(02)00063-5.
- [4] D. Messenger, F. Carter, E. Noble, and N. Francis, "Electrosurgery and energized dissection," *Surgery (Oxford)*, vol. 38, no. 3, pp. 133–138, 2020. doi: 10.1016/j.mpsur.2020.01.006.
- [5] M. Zareba, T. Szczegielniak, and P. Jablonski, "Influence of the Skin and Proximity Effects on the Thermal Field in a System of Two Parallel Round Conductors," *Energies*, vol. 16, no. 17, art. no. 6341, pp. 1–20, 2023. doi: 10.3390/en16176341.
- [6] V. T. Morgan, "The current distribution, resistance and internal inductance of linear power system conductors—A review of explicit equations," *IEEE Trans. Power Deliv.*, vol. 28, no. 3, pp. 1252–1262, Jul. 2013. doi: 10.1109/TPWRD.2013.2250314.
- [7] О. Н. Войцеховський, Н. Л. Дон, та О. О. Демченко, "Дослідження поверхневого ефекту та ефекту близькості двопровідної лінії," *Вісник ХНТУ*, no. 4 (67), pp. 31–35, 2018. Available: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vkhntu\\_2018\\_4\\_7](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vkhntu_2018_4_7).
- [8] J. R. Gonzalez-Teodoro, V. Kindl, E. Romero-Cadaval, and R. Asensi, "Analysis of Skin Effect in Single Wire Resistance by Finite Element Methods," in *Proc. IEEE 14th Int. Conf. Compatibility, Power Electron. Power Eng. (CPE-POWERENG)*, 2020, pp. 19–23. doi: 10.1109/CPE-POWERENG48600.2020.9161540.
- [9] B. Tabei, A. M. Gole, and B. Kordi, "Skin and Proximity Effect Calculation of a System of Rectangular Conductors Using the Proper Generalized Decomposition Technique," *Energies*, vol. 17, no. 12, art. no. 2828, pp. 1–22, 2024. doi: 10.3390/en17122828.
- [10] О. П. Яненко, С. М. Перегудов, та К. Л. Шевченко, *Радіометричні мікрохвильові методи та засоби вимірювання фізичних величин*. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. Available: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/41470>.
- [11] Г. С. Марінський та ін., "Високочастотне обладнання для зварювання живих тканин (Огляд)," *Автоматичне зварювання*, no. 1, pp. 29–37, 2023. doi: 10.37434/as2023.01.05.
- [12] O. Linchevsky, A. Makarov, and V. Getman, "Lung sealing using the tissue-welding technology in spontaneous pneumothorax," *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, vol. 37, no. 5, pp. 1126–1128, 2010.
- [13] N. Umanets, N. V. Pasychnikova, V. A. Naumenko, P. B. Henrich, and A. Cuschieri, "High-frequency electric welding: A novel method for improved immediate chorioretinal adhesion in vitreoretinal surgery," *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 252, no. 10, pp. 1697–1703, 2014.
- [14] V. Y. Molotkovets et al., "Restoration of the Integrity of a Transected Peripheral Nerve with the Use of an Electric Welding Technology," *Neurophysiology*, vol. 52, no. 1, pp. 31–42, 2020.
- [15] М. Ю. Болгов та ін., *Атлас безлігатурних операцій на щитоподібній залозі*. Київ, Україна: KIM, 2024.
- [16] S. V. Tkachenko, O. V. Romanenko, N. A. Chvertko, and A. G. Dubko, "Current state and prospects for development in welding of biological tissues," in *Welding and Related Technologies: Proceedings of the VIIth International Conference on Welding and Related Technologies (WRT 2024)*, I. Krivtsun et al., Eds. London, UK: CRC Press, 2025, pp. 143–148. doi: 10.1201/9781003518518143-148.
- [17] Б. Е. Патон та О. Н. Иванова, *Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия*. Киев, Украина: Наукова думка, 2009.
- [18] В. О. Москалюк та Т. А. Саурова, *Теорія поля*. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018.
- [19] Z. Popovic та B. Popovic, *Introductory Engineering Electromagnetics*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall, 1999.

Надійшла до редакції 3.05.2026  
Прийнято до друку 12.06.2026

DOI: 10.15222/TKEA2026.1.70  
UDC 615.47:621.791

Andrii DUBKO<sup>1,2</sup>, Oleksandr ROMANENKO<sup>1</sup>,  
Serhii RYMAR<sup>1</sup>

Ukraine, Kyiv, <sup>1</sup>E. O. Paton Electric Welding Institute  
of the NAS of Ukraine;  
<sup>2</sup>Igor Sikorskyi Kyiv Polytechnic Institute

## MATHEMATICAL MODELING OF CURRENT DENSITY DISTRIBUTION IN ELECTRODES OF ELECTROSURGICAL INSTRUMENTS WITH RECTANGULAR WORKING SURFACES

*This study investigates the influence of the skin effect on electromagnetic processes occurring in the rectangular electrodes of electrosurgical instruments during alternating current flow. The mathematical modeling was performed by solving partial differential equations using the numerical finite element method. The simulation results demonstrate that the current density is unevenly distributed along the perimeter of the electrode: the current is concentrated in the corners of the rectangular cross-section and is practically absent in its center. Analysis of the resistance of a copper rectangular electrode within the frequency range of 22 to 880 kHz showed that increasing the frequency leads to higher Joule losses, accompanied by additional heating of the electrode and, consequently, local heating of biological tissues. Modifying the shape of the electrode's working surface by rounding its corners resulted in a more uniform current density distribution and a reduction in its resistance across all frequencies.*

**Keywords:** mathematical modeling, electromagnetic processes, rectangular electrosurgical electrodes, current frequency, skin effect, current density distribution.

REFERENCES

- [1] V. M. Sydorets and A. G. Dubko, "Current distribution in the electrodes of electrosurgical instruments during welding of biological tissues (in Ukrainian)," *East Eur. J. Adv. Technol.*, no. 3, pp. 24–28, 2015. doi: 10.15587/1729-4061.2015.43372.
- [2] J. A. Pearce, "FEM numerical model study of electrosurgical dispersive electrode design parameters," in *Proc. 37th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC)*, 2015, pp. 2559–2562. doi: 10.1109/EMBC.2015.7318914.
- [3] N. H. Nessler and W. Reischer, "Measuring device for neutral electrodes in electrosurgery," *Measurement*, vol. 33, no. 2, pp. 197–203, 2003. doi: 10.1016/S0263-2241(02)00063-5.
- [4] D. Messenger, F. Carter, E. Noble, and N. Francis, "Electrosurgery and energized dissection," *Surgery (Oxford)*, vol. 38, no. 3, pp. 133–138, 2020. doi: 10.1016/j.mpsur.2020.01.006.
- [5] M. Zareba, T. Szczegielniak, and P. Jablonski, "Influence of the Skin and Proximity Effects on the Thermal Field in a System of Two Parallel Round Conductors," *Energies*, vol. 16, no. 17, art. no. 6341, pp. 1–20, 2023. doi: 10.3390/en16176341.
- [6] V. T. Morgan, "The current distribution, resistance and internal inductance of linear power system conductors—A review of explicit equations," *IEEE Trans. Power Deliv.*, vol. 28, no. 3, pp. 1252–1262, Jul. 2013. doi: 10.1109/TPWRD.2013.2250314.
- [7] O. N. Voitsekhoyskiy, N. L. Don, and O. O. Demchenko, "Investigation of the surface effect and proximity effect of a two-wire line (in Ukrainian)," *Bull. KhNTU*, no. 4 (67), pp. 31–35, 2018. Available: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vkhntu\\_2018\\_4\\_7](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vkhntu_2018_4_7).
- [8] J. R. Gonzalez-Teodoro, V. Kindl, E. Romero-Cadaval, and R. Asensi, "Analysis of Skin Effect in Single Wire Resistance by Finite Element Methods," in *Proc. IEEE 14th Int. Conf. Compatibility, Power Electron. Power Eng. (CPE-POWERENG)*, 2020, pp. 19–23. doi: 10.1109/CPE-POWERENG48600.2020.9161540.
- [9] B. Tabei, A. M. Gole, and B. Kordi, "Skin and Proximity Effect Calculation of a System of Rectangular Conductors Using the Proper Generalized Decomposition Technique," *Energies*, vol. 17, no. 12, art. no. 2828, pp. 1–22, 2024. doi: 10.3390/en17122828.
- [10] O. P. Yanenko, S. M. Peregodov, and K. L. Shevchenko, *Radiometric Microwave Methods and Means of Measuring Physical Quantities* (in Ukrainian). Kyiv, Ukraine: Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, 2021. Available: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/41470>.
- [11] G. S. Marinsky et al., "High-frequency equipment for welding living tissues (Review) (in Ukrainian)," *Autom. Welding*, no. 1, pp. 29–37, 2023. doi: 10.37434/as2023.01.05.
- [12] O. Linchevskyy, A. Makarov, and V. Getman, "Lung sealing using the tissue-welding technology in spontaneous pneumothorax," *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, vol. 37, no. 5, pp. 1126–1128, 2010.
- [13] N. Umanets, N. V. Pasyechnikova, V. A. Naumenko, P. B. Henrich, and A. Cuschieri, "High-frequency electric welding: A novel method for improved immediate chorioretinal adhesion in vitreoretinal surgery," *Graef's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 252, no. 10, pp. 1697–1703, 2014.
- [14] V. Y. Molotkovets et al., "Restoration of the Integrity of a Transected Peripheral Nerve with the Use of an Electric Welding Technology," *Neurophysiology*, vol. 52, no. 1, pp. 31–42, 2020.
- [15] M. Y. Bolgov et al., *Atlas of Ligature-Free Operations on the Thyroid Gland* (in Ukrainian). Kyiv, Ukraine: KIM, 2024.
- [16] S. V. Tkachenko, O. V. Romanenko, N. A. Chvertko, and A. G. Dubko, "Current state and prospects for development in welding of biological tissues," in *Welding and Related Technologies: Proceedings of the VIIth International Conference on Welding and Related Technologies (WRT 2024)*, I. Krivtsun et al., Eds. London, UK: CRC Press, 2025, pp. 143–148. doi: 10.1201/9781003518518143-148.
- [17] B. E. Paton and O. N. Ivanova, *Tissue-Protecting High-Frequency Electric Welding Surgery* (in Russian). Kyiv, Ukraine: Naukova Dumka, 2009.
- [18] V. O. Moskalyuk and T. A. Saurova, *Field Theory* (in Ukrainian). Kyiv, Ukraine: Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, 2018.
- [19] Z. Popovic and B. Popovic, *Introductory Engineering Electromagnetics*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall, 1999.

Відомості про авторів

**Андрій Дубко**, канд. техн. наук, ст. наук. співроб., Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України; доцент, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна; e-mail: andreyies17@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6070-3945>

**Олександр Романенко**, канд. техн. наук, зав. відділу, Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України, Київ, Україна; e-mail: romann125@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0009-0005-7426-0635>

**Сергій Рymar**, докт. техн. наук, провідний науковий співробітник, Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України, Київ, Україна; e-mail: elmag@paton.kiev.ua; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0490-4608>

About the authors

**Andrii Dubko**, Ph.D., Senior Research Fellow, E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine; Associate Professor, Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine; e-mail: andreyies17@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6070-3945>

**Oleksandr Romanenko**, Head of the Department, E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: romann125@gmail.com; ORCID: <https://orcid.org/0009-0005-7426-0635>

**Serhii Rymar**, Dr. Sc., Leading Researcher, E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: elmag@paton.kiev.ua; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0490-4608>



Copyright: © 2026, The author(s). Licensee: Politekhperiodika, Odesa, Ukraine. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).