

К. т. н. А. Г. ДУБКО<sup>1, 2</sup>, к. т. н. О. В. РОМАНЕНКО<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup>КПІ ім. Ігоря Сікорського

E-mail: andreyyes17@gmail.com, romann125@gmail.com

## ВПЛИВ ПОВЕРХНЕВОГО ЕФЕКТУ НА ОПІР ЕЛЕКТРОДІВ ЕЛЕКТРОХІРУРГІЧНИХ ІНСТРУМЕНТІВ

Досліджено вплив поверхневого ефекту на середовища, які залучені у процес при проведенні електрохірургічних втручань. Отримано залежності глибини поверхневих шарів електродів та біологічних тканин від частоти. Глибина поверхневого шару при частоті 440 кГц для біологічної тканини є достатньо великою — близько 1 м, для міді вона становить 0,1 мм. Для круглих та прямокутних електродів, виготовлених з міді та неіржавної сталі 410, розраховано опір в широкому частотному діапазоні (1 кГц – 1 МГц). Показано, що при збільшенні зовнішнього периметра електрода, а значить і ефективної площі, зменшується його опір, що створює умови для підвищення ефективності електрохірургічних інструментів.

Ключові слова: електропровідні середовища, глибина поверхневого шару, електрохірургічні втручання, біологічні тканини, струм високої частоти, форма електродів.

На сьогодні все ширше застосування знаходять нові методи високочастотної електрохірургії, які завдяки своїм перевагам замінюють традиційні методи, де застосовуються хірургічні нитки та скобки [1]. Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України спільно з фахівцями Міністерства охорони здоров'я України розробили спосіб, технології та відповідне устаткування для застосування струму високої частоти в хірургічній практиці [2–6]. Впровадження нових методів високочастотної електрохірургії, які мають ряд суттєвих переваг над традиційними, наштовхуються на труднощі, пов'язані з забезпеченням проходження високочастотного струму через електроди електрохірургічних інструментів і біологічну тканину.

Результати високочастотного нагрівання визначаються в основному частотою струму, розмірами та формою електропровідного середовища, електричними, магнітними та тепловими властивостями матеріалу.

На **рис. 1** продемонстровано поширення синусоїдального струму в однорідному провідному півпросторі, коли вектор густини змінного струму  $J_z(0)$  паралельний граничній поверхні.

Густина змінного струму у поперечному перерізі провідника розподіляється нерівномірно, зменшуючись у напрямку від зовнішньої його поверхні до центра. Це явище має назву поверхневого ефекту [7]. При заданих властивостях матеріалу провідника (питомої електричної провідності  $\sigma$  та абсолютної магнітної проникності  $\mu$ ) поверхневий ефект проявляється тим сильніше, чим більше розміри провідника та чим вище частота струму. Поверхневий ефект спостерігається у провідниках будь-якої форми.

Для випадку поширення струму, показаному на рис. 1, з системи рівнянь Максвелла витікає рівняння [8]

$$\frac{d^2 J_z}{dy^2} = j\omega\mu\sigma J_z, \quad (1)$$

де  $J_z$  — густина струму;

$j$  — уявна одиниця;

$\omega$  — кутова частота.

Це рівняння має таке рішення:

$$J_z(y) = J_1 \exp(Ky) + J_2 \exp(-Ky); \quad (2)$$

$$K = \sqrt{j\omega\mu\sigma} = (1+j)\sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}} = (1+j)k; \quad (3)$$

$$k = \sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}}. \quad (4)$$

Якщо для  $y=0$  густина струму  $J_z(0)$ , а для  $y \rightarrow \infty$  вона дорівнює 0, тоді можемо записати

$$J_z(y) = J_z(0) \exp(-Ky) \exp(-jKy). \quad (5)$$

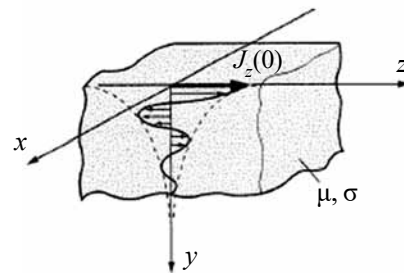


Рис. 1. Поширення синусоїдального струму в однорідному провідному півпросторі



Рис. 2. Утворення коагуляційних кілець через дію поверхневого ефекту при контактному приварюванні відшарованої сітківки до судинної оболонки ока

Густина струму експоненційно зменшується зі збільшенням  $y$ . Відстань, на якій вона зменшується в  $e$  разів, тобто до  $1/e$  від значення  $J_z(0)$  на граничній поверхні, відома як глибина поверхневого шару і дорівнює

$$\delta = \frac{1}{k} = \sqrt{\frac{2}{\omega \mu \sigma}} \quad (6)$$

На рис. 2, отриманому за допомогою мікроскопа, продемонстровано наслідки дії поверхневого ефекту при контактному приварюванні відшарованої сітківки до судинної оболонки ока, а саме — коагуляційні кільця в місцях проходження струму, утворені через нерівномірне нагрівання тканин [9].

Автори [10, 11] моделювали проходження змінного струму при електрохірургічних втручаннях, але при цьому вони не враховували поверхневий ефект, що дещо знижує достовірність запропонованих моделей. Втім це є дуже важливим при проектуванні нових електрохірургічних інструментів, оскільки перегрівання живих біологічних тканин може призводити до тяжких наслідків, зокрема до некрозу.

Метою цієї роботи було розроблення методики розрахунку електричних параметрів електродів електрохірургічних інструментів з урахуванням поверхневого ефекту.

### Розрахунок глибини поверхневого шару в електродах та біологічних тканинах

Нерівномірний розподіл густини струму по поперечному перерізу електродів викликає перекоагуляцію, тобто перегрівання тканини. Особливе значення це має в нейрохірургії та офтальмології, де післяопераційні наслідки цього, скоріш за все, будуть важкими й незворотними (неврологічні проблеми, ушкодження зорового нерву тощо).

У високочастотній електрохірургії традиційно застосовують активні електроди прямокутної, круглої або іншої форми. В роботі [12] запропоновано знизити вплив поверхневого ефекту, збільшивши периметр контактної поверхні електрохірургічних електродів (рис. 3).

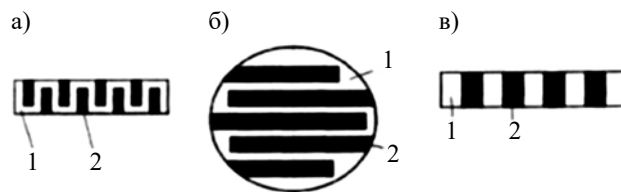


Рис. 3. Електрохірургічні електроди зі збільшеним периметром контактної поверхні:

$a, b$  — прямокутний та круглий електроди, виконані за допомогою профілювання;  $c$  — прямокутний електрод у вигляді пакету окремих електродів, ізольованих один від одного діелектриком

(1 — металева поверхня; 2 — діелектрик)

Розрахунки поверхневого шару при проектуванні електрохірургічних електродів дозволяють оптимізувати перекоагуляцію біологічних тканин, а також отримати точні значення ефективної площі електродів, через яку проходить змінний струм.

В табл. 1 приведені питома електрична провідність  $\sigma$ , відносна магнітна проникність  $\mu_r$  та абсолютна магнітна проникність  $\mu$  електропровідних середовищ, які залучені до процесу при електрохірургічних втручаннях. Список цих середовищ сформовано з урахуванням їх використання при проведенні електрохірургічних досліджень [13 – 15].

Абсолютна магнітна проникність матеріалу визначається за формулою

$$\mu = \mu_0 \mu_r \quad (7)$$

де  $\mu_0$  — магнітна проникність вакууму,  
 $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  Гн/м.

В табл. 2 для різних матеріалів наведено значення глибини поверхневих шарів, отримані з використанням формул (4), (6), (7).

Таблиця 1

Параметри матеріалів [13–15]

Матеріал	$\sigma$ , См/м	$\mu_r$	$\mu$ , Гн/м
Зовнішній шар шкіри	1,18	1	$4\pi \cdot 10^{-7}$
Шкіра	1,18		
Підшкірний жир	1,19		
М'язова тканина	0,34		
Біологічні тканини	0,47		
Морська вода	4		
Неіржавна сталь 410	$1,74 \cdot 10^6$	700	$8,7920 \cdot 10^{-4}$
Мідь	$5,70 \cdot 10^7$	1	$4\pi \cdot 10^{-7}$
Срібло	$6,20 \cdot 10^7$		
Золото	$4,50 \cdot 10^7$		

Глибина поверхневого шару матеріалів за різної частоти

Частота, Гц	Глибина поверхневого шару, м						
	біологічні тканини	морська вода	шкіра	мідь	срібло	золото	неіржавна сталь 410
10 <sup>1</sup>	2,3227·10 <sup>2</sup>	7,9618·10 <sup>1</sup>	1,4659·10 <sup>2</sup>	2,1091·10 <sup>-2</sup>	2,0223·10 <sup>-2</sup>	2,3737·10 <sup>-2</sup>	4,5626·10 <sup>-3</sup>
10 <sup>2</sup>	7,3450·10 <sup>1</sup>	2,5177·10 <sup>1</sup>	4,6355·10 <sup>1</sup>	6,6696·10 <sup>-3</sup>	6,3951·10 <sup>-3</sup>	7,5064·10 <sup>-3</sup>	1,4428·10 <sup>-3</sup>
10 <sup>3</sup>	2,3227·10 <sup>1</sup>	7,9618	1,4658·10 <sup>1</sup>	2,1091·10 <sup>-3</sup>	2,0223·10 <sup>-3</sup>	2,3737·10 <sup>-3</sup>	4,5626·10 <sup>-4</sup>
10 <sup>4</sup>	7,3450	2,5177	4,6355	6,6696·10 <sup>-4</sup>	6,3951·10 <sup>-4</sup>	7,5064·10 <sup>-4</sup>	1,4428·10 <sup>-4</sup>
6,6·10 <sup>4</sup>	2,8590	9,8003·10 <sup>-1</sup>	1,8044	2,5962·10 <sup>-4</sup>	2,4893·10 <sup>-4</sup>	2,9219·10 <sup>-4</sup>	5,6162·10 <sup>-5</sup>
10 <sup>5</sup>	2,3227	7,9618·10 <sup>-1</sup>	1,4659	2,1091·10 <sup>-4</sup>	2,0222·10 <sup>-4</sup>	2,3737·10 <sup>-4</sup>	4,5626·10 <sup>-5</sup>
4,4·10 <sup>5</sup>	1,1073	3,7956·10 <sup>-1</sup>	6,9883·10 <sup>-1</sup>	1,0055·10 <sup>-4</sup>	9,6409·10 <sup>-5</sup>	1,1316·10 <sup>-4</sup>	2,1752·10 <sup>-5</sup>
10 <sup>6</sup>	7,3450·10 <sup>-1</sup>	2,5177·10 <sup>-1</sup>	4,6355·10 <sup>-1</sup>	6,6696·10 <sup>-5</sup>	6,3950·10 <sup>-5</sup>	7,5064·10 <sup>-5</sup>	1,4428·10 <sup>-5</sup>

З наведених у табл. 2 даних видно, що для біологічної тканини глибина поверхневого шару при частоті 440 кГц, що є робочою для електрохірургічних апаратів, становить близько 1 м, а для міді — 0,1 мм. Очевидно, що струм високої частоти тече в дуже вузькому шарі електрохірургічних електродів, які безпосередньо контактують з біологічною тканиною. Всередині цих електродів струм не тече, а нагрівання біологічної тканини відбувається завдяки струму, який проходить через поверхневий шар електродів і тканину.

**Розрахунок поверхневого опору та опору електродів з різною формою перерізу**

Як було сказано вище, глибина поверхневого шару залежить від частоти змінного струму. Чим вище частота, тим менша ефективна площа поперечного перерізу електродів  $S_{\text{еф}}$ , через яку протікає струм. Точний розрахунок  $S_{\text{еф}}$  є складним, але його можна спростити, якщо припустити, що струм тече рівномірно по всій глибині  $\delta$  поверхневого шару. Таким чином, ефективна площа поперечного перерізу електрода, яка створює поверхневий опір змінному струму, може бути визначена множенням  $\delta$  на його зовнішній периметр. Від ефективної площі залежить значення поверхневого опору електрода  $R_{S\_AD}$  при протіканні через нього змінного струму:

$$R_{S\_AD} = 1/(\sigma S_{\text{еф}}). \tag{8}$$

Для електрода круглого поперечного перерізу радіусом  $r$  ефективна площа дорівнює

$$S_{\text{еф}_k} \approx 2\pi r\delta. \tag{9}$$

Для електрода з прямокутним поперечним перерізом розмірами  $h \times v$  ефективна площа складає

$$S_{\text{еф}_n} \approx hv - (h - 2\delta)(v - 2\delta) = 2\delta(h + v) - 4\delta^2. \tag{10}$$

На рис. 4 наведено отримані з використанням формул (8)–(10) частотні залежності поверхневих опорів таких електродів, вироблених з міді та неіржавної сталі 410.

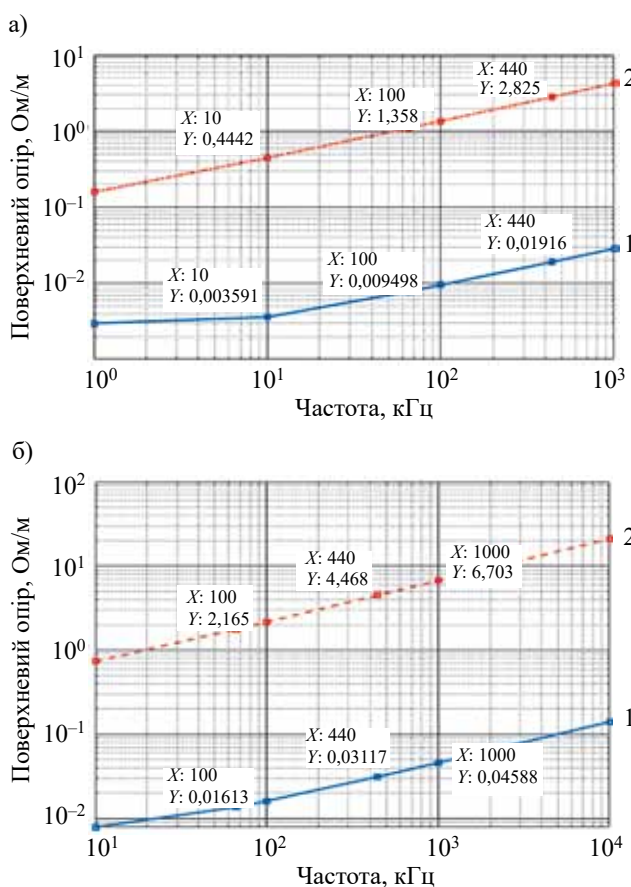


Рис. 4. Частотна залежність поверхневого опору круглих електродів діаметром 3 мм (а) та електродів прямокутного перерізу розмірами 1×2 мм (б), вироблених з міді (1) та неіржавної сталі 410 (2)

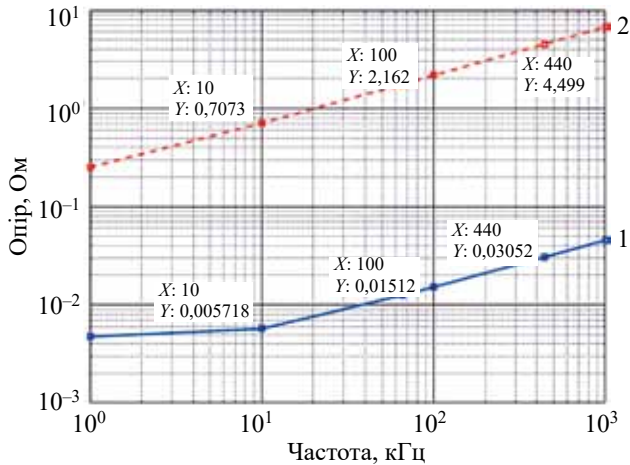


Рис. 5. Частотна залежність опору круглих електродів діаметром 3 мм та довжиною 15 мм, вироблених з міді (1) та неіржавної сталі 410 (2)

На високих частотах, коли струм протікає на поверхні провідника, опір провідника з периметром  $p$  і довжиною  $l$  можна наближено визначити як

$$R \approx R_{S\_AD} \cdot l/p, \quad (11)$$

тобто опір провідника обернено пропорційний периметру перерізу.

На рис. 5 наведено частотні залежності опору круглих електродів, вироблених з міді та неіржавної сталі 410.

З рис. 5 видно, що при збільшенні частоти опір електродів зростає. Зменшити опір на високих частотах можна збільшивши периметр, як це витікає з формули (11).

### Висновки

Таким чином, приведена методика розрахунків дозволяє з урахуванням поверхневого ефекту проводити аналіз опору електродів круглого та прямокутного перерізу з різною електропровідністю в широкому частотному діапазоні (1 кГц–1 МГц). Показано, що збільшення зовнішнього периметру електрода зменшує його опір. Тобто, змінюючи форму перерізу електродів так, щоб збільшився периметр і, відповідно, ефективна площа, через яку протікає високочастотний струм, можна зменшити їхній опір, що підвищить рівномірність нагрівання біологічних тканин. Це дозволить створити умови для підвищення ефективності роботи електрохірургічних інструментів.

### ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА

1. Патон Б.Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии. *Автоматическая сварка*, 2004, № 9, с. 7–11.
2. Патон Б.Е., Иванова О. Н. *Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия*. Киев : Наукова думка, 2009, 200 с.
3. Umanets N., Pasyechnikova N.V., Naumenko V.A. et al. High-frequency electric welding: A novel method for improved immediate chorioretinal adhesion in vitreoretinal surgery. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, 2014, № 252, iss. 11, pp. 1697–1703. <https://doi.org/10.1007/s00417-014-2709-0>
4. Shlykov V., Kotovskyi V., Dubko A. et al. Temperature monitoring for high frequency welding of soft biological tissues: A prospective study. *Technology and Health Care*, 2019, vol. 27, iss. 6, pp. 643–649. <https://doi.org/10.3233/THC-191613>
5. Dubko A., Sydorets V., Bondarenko O. Simulation of the temperature distribution with high-frequency electrosurgical heating. *IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, 2018, pp. 394–397. <https://doi.org/10.1109/ELNANO.2018.8477555>
6. Molotkovets V. Yu., Medvediev V. V., Korsak A. V. et al. Restoration of the integrity of a transected peripheral nerve with the use of an electric welding technology. *Neurophysiology*, 2020, vol. 52, pp. 31–42. <https://doi.org/10.1007/s11062-020-09848-3>
7. Шаповал А.Н., Бодажков В.А. *Проектирование и эксплуатация высокочастотных установок*. Л. : Машиностроение, 1974, 280 с.
8. Popovic Z., Popovic B. *Introductory Engineering Electromagnetics*. Prentice Hall, 1999, 548 p.
9. Lebedev A.V., Dubko A.G. Use of electric welding of living tissues in surgery. *Biomedical Engineering*, 2020, vol. 54, pp. 73–78. <https://doi.org/10.1007/s10527-020-09977-3>
10. González-Suárez A., Pérez J., Irastorza R. et al. Computer modeling of radiofrequency cardiac ablation: 30 years of bioengineering research. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2022, vol. 214, 106546. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.106546>
11. Trujillo M., Berjano E. Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation. *International Journal of Hyperthermia*, 2013, vol. 29, iss. 6, pp. 590–597. <https://doi.org/10.3109/02656736.2013.807438>
12. Дубко А.Г., Чвертко Н.А., Сіленко А.К., Васильченко В.А. *Активний електрод для високочастотної електрохірургії*. Патент України на корисну модель №117691, 2017, бюл. №13.
13. Wessapan T., Rattanadecho P. Thermal effects of metal implants embedded in different layers of human tissues exposed to electromagnetic fields. *Case Studies in Thermal Engineering*, 2024, vol. 53, 103771. <https://doi.org/10.1016/j.csite.2023.103771>
14. Foster K. R. Dielectric Properties of Tissue. In *The Biomedical Engineering Handbook* (Ed. J. D. Bronzino), Boca Raton : CRC Press LLC, 2000, 3189 p.
15. Wessapan T., Rattanadecho P., Somsuk, N. et al. Thermal effects of electromagnetic energy on skin in contact with metal: a numerical analysis. *Energies*, 2023, vol. 16, iss. 16, 5925. <https://doi.org/10.3390/en16165925>

Дата надходження рукопису до редакції 12.08 2024 р.

### Опис статті для цитування:

Дубко А. Г., Романенко О. В. Вплив поверхневого ефекту на опір електродів електрохірургічних інструментів. *Технологія та конструювання в електронній апаратурі*, 2024, № 3–4, с. 42–46. <http://dx.doi.org/10.15222/ТКЕА2024.3-4.42>

### Cite the article as:

Dubko A. H., Romanenko O. V. Influence of surface effect on the resistance of electrodes of electrosurgical instruments. *Technology and design in electronic equipment*, 2024, no. 3–4, pp. 42–46. <http://dx.doi.org/10.15222/ТКЕА2024.3-4.42>



Ukraine, Kyiv,

<sup>1</sup>E. O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine,

<sup>2</sup>National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorskyi Kyiv Polytechnic Institute”

E-mail: andreyies17@gmail.com, romann125@gmail.com

## INFLUENCE OF SURFACE EFFECT ON THE RESISTANCE OF ELECTRODES OF ELECTROSURGICAL INSTRUMENTS

*The paper presents a study of the influence of the surface effect on the environments involved in electrosurgical interventions. Taking into account the influence of the surface effect when designing new electrosurgical instruments allows reducing overheating and necrosis of living biological tissues, which is of practical interest and is a topical task. The authors plot frequency dependences of the depth of the surface layers of electrodes and biological tissues. For biological tissue, the depth of the surface layer is at a frequency of 440 kHz is considerable, about 1 m. For copper, at such a frequency, the depth of the surface layer is 0.1 mm. Using the example of round and rectangular electrodes made of copper and stainless steel 410, in a wide frequency range (1 kHz – 1 MHz), the resistance values of these electrodes are calculated. The work shows that increasing the outer perimeter of the electrode reduces its resistance. Thus, increasing the total length of the outer perimeter of the electrode, allows you to increase its effective area conducting high-frequency current, which creates conditions for increasing the efficiency of electrosurgical instruments.*

*Key words: electrically conductive media, depth of the surface layer, electrosurgical interventions, biological tissues, high frequency current, shape of electrodes.*

### REFERENCES

1. Paton B.E. Electric welding of soft tissues in surgery. *Automatic Welding*, 2004, no. 9, pp. 7 – 11. (Rus)
2. Paton B.E., Ivanova O.N. *Tkanesokhranyayushchaya vysokochastotnaya elektrovarochnaya khirurgiya*. [Tissue-Saving Highfrequency Electric Welding Surgery]. Kyiv, Naukova Dumka, 2009, 200 p. (Rus)
3. Umanets N., Pasychnikova N.V., Naumenko V.A. et al. High-frequency electric welding: A novel method for improved immediate chorioretinal adhesion in vitreoretinal surgery. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, 2014, № 252, iss. 11, pp. 1697 – 1703. <https://doi.org/10.1007/s00417-014-2709-0>
4. Shlykov V., Kotovskyi V., Dubko A. et al. Temperature monitoring for high frequency welding of soft biological tissues: A prospective study. *Technology and Health Care*, 2019, vol. 27, iss. 6, pp. 643–649. <https://doi.org/10.3233/THC-191613>
5. Dubko A., Sydorets V., Bondarenko O. Simulation of the temperature distribution with high-frequency electrosurgical heating. *IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, 2018, pp. 394–397. <https://doi.org/10.1109/ELNANO.2018.8477555>
6. Molotkovets V. Yu., Medvediev V. V., Korsak A. V. et al. Restoration of the integrity of a transected peripheral nerve with the use of an electric welding technology. *Neurophysiology*, 2020, vol. 52, pp. 31 – 42. <https://doi.org/10.1007/s11062-020-09848-3>
7. Shamov A. N., Bodazkov V. A. *Proyektirovaniye i ekspluatatsiya vysokochastotnykh ustanovok* [Design and Operation of High-Frequency Installations]. L. Mashinostroyeniye, 1974, 280 p. (Rus)
8. Popovic Z., Popovic B. *Introductory Engineering Electromagnetics*. Prentice Hall, 1999, 548 p.
9. Lebedev A.V., Dubko A.G. Use of electric welding of living tissues in surgery. *Biomedical Engineering*, 2020, vol. 54, pp. 73 – 78. <https://doi.org/10.1007/s10527-020-09977-3>
10. González-Suárez A., Pérez J., Irastorza R. et al. Computer modeling of radiofrequency cardiac ablation: 30 years of bioengineering research. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2022, vol. 214, 106546. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.106546>
11. Trujillo M., Berjano E. Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation. *International Journal of Hyperthermia*, 2013, vol. 29, iss. 6, pp. 590 – 597. <https://doi.org/10.3109/02656736.2013.807438>
12. Dubko A.G., Chvertko N.A., Silenko A.K., Vasylichenko V.A. [Active electrode for high-frequency electrosurgery]. *Pat. Ukraine on utility model №117691*, 2017, bull. № 13. (Ukr)
13. Wessapan T., Rattanadecho P. Thermal effects of metal implants embedded in different layers of human tissues exposed to electromagnetic fields. *Case Studies in Thermal Engineering*, 2024, vol. 53, 103771. <https://doi.org/10.1016/j.csite.2023.103771>
14. Foster K. R. Dielectric Properties of Tissue. In *The Biomedical Engineering Handbook* (Ed. J. D. Bronzino), Boca Raton : CRC Press LLC, 2000, 3189 p.
15. Wessapan T., Rattanadecho P., Somsuk, N. et al. Thermal effects of electromagnetic energy on skin in contact with metal: a numerical analysis. *Energies*, 2023, vol. 16, iss. 16, 5925. <https://doi.org/10.3390/en16165925>