

Є. Д. ДЗЮБА, к. т. н. О. Ф. БОНДАРЕНКО

Україна, м. Київ, КПІ ім. Ігоря Сікорського  
E-mail: bondarenkoaf@gmail.com

## ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ ДЛЯ ЗАДАЧ МОДЕЛЮВАННЯ В ЕЛЕКТРОХІРУРГІЇ

З використанням спеціально створеної експериментальної установки визначено параметри біологічної тканини як навантаження електрокоагулятора. Вимірювання фазового зсуву між зварювальним струмом та напругою на електродах електрокоагулятора дозволило встановити, що його величина за різних рівнів потужності та тривалості впливу для експериментальної установки з робочою частотою електрохірургічної апаратури не перевищує  $1^\circ$ . Запропоновано вважати характер імпедансу живих біологічних тканин чисто активним, оскільки в усьому досліджуваному діапазоні він визначається переважно своєю активною складовою, тоді як реактивна складова є несуттєвою. Такий підхід дозволяє використовувати для розрахунків рівняння нижчих порядків, що значно спрощує математичні моделі.

*Ключові слова:* електрохірургія, зварювання, біологічна тканина, фазовий зсув, імпеданс.

Створення інноваційного хірургічного обладнання завжди є актуальним завданням, а в умовах війни стає нагальною необхідністю. Динамічний розвиток сучасної медицини забезпечується використанням передових здобутків електроніки, механіки, мехатроніки, робототехніки, матеріалознавства, хімії та інших галузей. Надзвичайно перспективним напрямком хірургії вбачається вдосконалення електрохірургічної технології, яка успішно запроваджується для зварювання та різання живих біологічних тканин і характеризується високою швидкістю та доведеною ефективністю [1, 2].

Одним з найважливіших аспектів проектування електрохірургічного обладнання є експериментальні дослідження та перевірка ефективності запропонованих рішень на практиці. Втім, експерименти в цьому напрямку ускладнюються через необхідність мати в розпорядженні саме живі тканини, властивості та реакції яких на електрохірургічну процедуру суттєво відрізняються від властивостей та реакцій біологічних тканин, які вже не є живими. Очевидно, що наявність адекватної математичної моделі живої тканини може значно спростити проведення експериментальних та налагоджувальних робіт з електротехнічною частиною електрохірургічного обладнання в лабораторії. Досягнення високої ефективності застосування такого обладнання можливе за умов глибокого знання характеристик біологічних тканин, тоді як невідповідність його режимів роботи цим характеристикам може заподіяти шкоду здоров'ю пацієнтів. Оскільки процес електрозварювання тканини базується на використанні її електричного опору при пропусканні електричного струму, необхідно мати

чітке уявлення, зокрема, про характер цього опору та його залежність від частоти струму.

У [3, 4] описуються експериментально отримані залежності імпедансу живої незміненої біологічної тканини від частоти електричного струму, що протікає крізь неї, та наводяться значення фазового зсуву між напругою та струмом. Так, для м'язової тканини кролика на частоті 1 кГц фазовий зсув становить  $-55^\circ$ , а при збільшенні частоти до декількох МГц він встановлюється на рівні  $-65^\circ$ . Ці дані свідчать про наявність в імпедансі живої незміненої тканини суттєвої емнісної складової. Проте важливою особливістю роботи електрохірургічних апаратів є те, що в процесі зварювання структура та фізичні властивості біологічних тканин змінюються, і при цьому на сьогодні в наукових публікаціях відсутня інформація щодо характеру змін імпедансу тканин під час електрокоагуляції.

Метою цієї роботи є експериментальне визначення імпедансних властивостей живих біологічних тканин та оцінка їх залежності від потужності та тривалості електрохірургічної процедури на робочих частотах обладнання.

### Експериментальна вимірювальна установка

Для визначення імпедансних властивостей біологічних тканин в процесі зварювання електричним струмом була створена експериментальна установка (рис. 1), яка дозволяє вимірювати фазовий зсув між напругою, що підводиться до зварюваних тканин, та струмом, що проходить крізь них, на робочій частоті електрокоагулятора.

Установка складається з електрохірургічного апарата, вимірювального шунта, осцилографа (в експерименті використовувався двоканальний осцило-

граф Tektronix TDS2012C), пасивного зварювального електрода (мідна пластина 100×100 мм), активного зварювального електрода (мідний стрижень з перерізом 5×6 мм) з фіксованою силою притискання. Досліджуваний зразок біологічної тканини розміщується між пасивним та активним електродами.

На рис. 2 показано спрощену структурну схему електрохірургічного апарата. Вхідний модуль випрямляє та фільтрує напругу мережі. Транзисторний регулятор забезпечує стабілізований рівень напруги для високочастотного інвертора, який далі формує необхідні параметри напруги для зварювальних електродів. Після давача струму (ДС) вимірювачі струму та напруги нормалізують відповідні вимірювані значення.

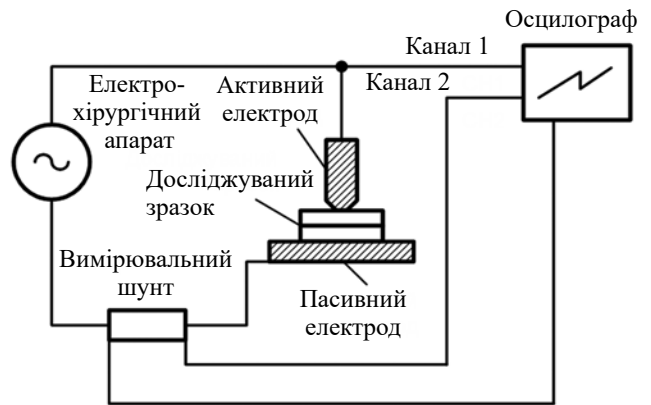


Рис. 1. Схема експериментальної вимірювальної установки

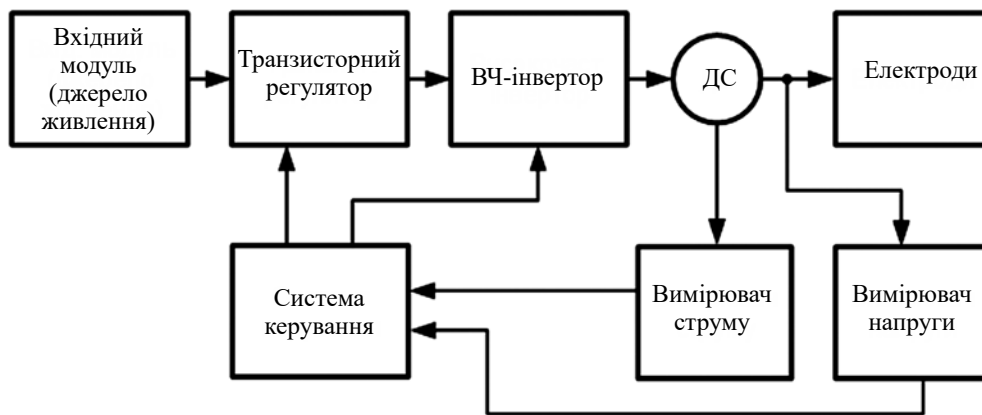


Рис. 2. Спрощена структура електрохірургічного апарата

**Калібрування експериментальної установки**

Для зниження впливу паразитних індуктивностей елементів та провідників установки проводився їх розрахунок і подальше калібрування стенда.

Вимірювальний шунт опором 2,5 Ом складається з 17 паралельно з'єднаних металоплівкових резисторів типу MF02SFF опором 43 Ом кожен (рис. 3, а). Паразитна індуктивність шунта  $L_{RP}$  за такого виконання складає приблизно 2 нГн [5–7]. Індуктивність виводів компонентів  $L_P$  знаходиться в межах 2–7 нГн. Тож загальна індуктивність одного резистора розраховується як  $L_R = L_{RP} + L_P$  і становить

4–9 нГн. Індуктивність секції шунта з  $N$  таких резисторів розраховується як  $L_{R\Sigma} = L_R/N$ , і за  $N=17$  становить 0,24–0,53 нГн.

Загальна довжина з'єднувальних провідників зовні корпусу електрокоагулятора не перевищує 15 см, всередині корпусу — 15–20 см. Діаметр провідників 0,5 мм. Звідси загальна індуктивність провідників  $L_W$  становить близько 342–503 нГн відповідно до формули, наведеної у [6, 8, 9]:

$$L_W = 2l \left[ \ln \left[ \frac{2l}{d} (1 + D) \right] - D + \frac{\mu}{4} + \frac{d}{2l} \right], \quad (1)$$

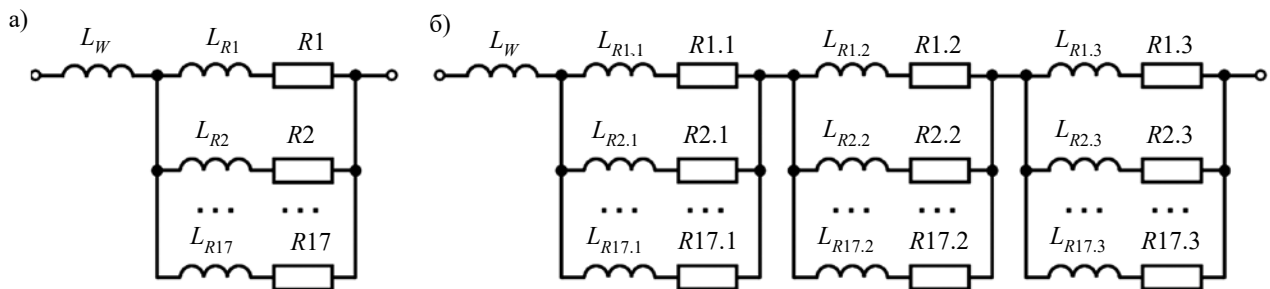


Рис. 3. Схеми заміщення вимірювального шунта (а) та еквівалентного опору (б)

де  $D = \sqrt{1 + (d / (2l))^2}$ ;

$d, l$  — діаметр та загальна довжина виводів;

$\mu$  — магнітна проникність (приймається  $\mu = 1,0$ ).

В ході калібрування стенда фазовий зсув між напругою  $U$ , що підводиться до зварюваних тканин, та струмом  $I$ , що проходить крізь них, вимірювався з використанням як навантаження еквівалентного опору замість досліджуваного зразка.

Еквівалентний опір навантаження виконано як три послідовно з'єднані секції, що складаються з 17 паралельно ввімкнених металоплівкових резисторів типу MF02SFF опором 430 Ом (рис. 3, б). З урахуванням вище наведених даних паразитна індуктивність еквівалентного опору становить 0,72–1,59 нГн, а сумарна паразитна індуктивність стенда  $L$ , відповідно, знаходиться в межах 342,93–504,77 нГн.

Для калібрування стенда розраховувалися реактивний опір електричного кола:  $X = 2\pi fL$  та фазовий зсув між струмом та напругою:  $\varphi = \arctg(X/R)$  ( $R$  — сумарний активний опір кола,  $f$  — робоча частота електрокоагулятора). Результати розрахунків наведені у табл. 1.

Таблиця 1

Параметри для калібрування стенда

$f$ , МГц	$R$ , Ом	$X$ , Ом	$\varphi$ , °
0,44	75	0,95–1,39	0,72–1,07
1,76	75	3,78–5,58	2,89–4,26
3,5	75	7,52–11,10	5,72–8,42

**Вимірювання фазових зсувів, зумовлених паразитними індуктивностями елементів експериментальної установки**

Вимірювання проведено за потужності 50 ум. од. (при оптимальному навантаженні 1 ум. од.  $\approx 1$  Вт) та еквівалентного опору 75 Ом для частот 0,44 МГц, 1,76 МГц та 3,5 МГц. Методом курсорних вимірювань за допомогою осцилографа визначено зсув фаз між напругою та струмом. Відповідні осцилограми для частоти 0,44 МГц показано на рис. 4.

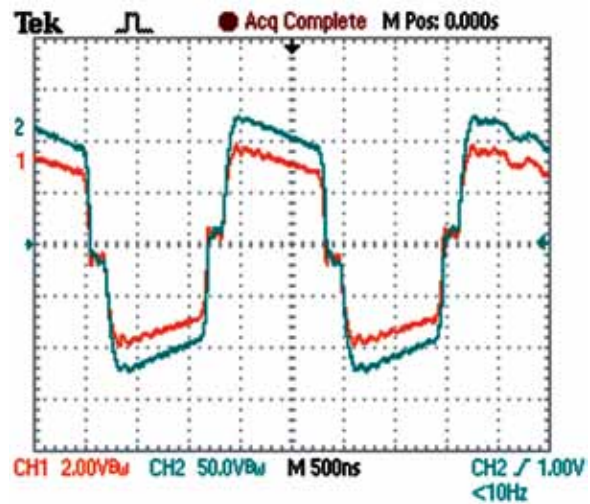
У табл. 2 наведено результати вимірювання імпедансних властивостей при навантаженні еквівалентним опором.

Таблиця 2

Результати, отримані при калібруванні стенда

$f$ , МГц	$Rl$ , Ом	$U$ , В	$I$ , А	$\varphi$ , °
0,44	75	125	1,6	1,27
1,76	75	130	1,76	3,05
3,5	75	135	2,2	7,71

а)



б)

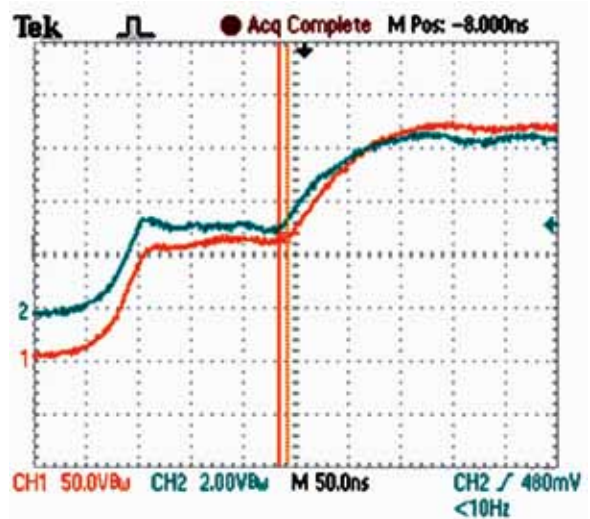


Рис. 4. Осцилограми напруги на шунті (1) та на еквівалентному навантаженні (2) на частоті 0,44 МГц у часовому масштабі 500 нс/клітинка (а) та 50 нс/клітинка (б)

Як видно з табл. 2, виміряні для зазначених частот при калібруванні значення фазового зсуву, що зумовлені паразитними індуктивностями елементів експериментальної установки, знаходяться в межах розрахованих значень (див. табл. 1).

**Експериментальне дослідження біологічних тканин**

Дослідження проводилося з метою визначення фазового зсуву при різних рівнях потужності та тривалості електрохірургічного впливу — часу експозиції  $t$ .

Оскільки, згідно з [10, 11], впродовж часу, що триває наш експеримент, біологічна тканина в достатній мірі зберігає властивості живої тканини, було прийнято рішення використати для дослідження м'язову тканину свіжозабійної свині зі зрізами товщиною 5–7 мм.

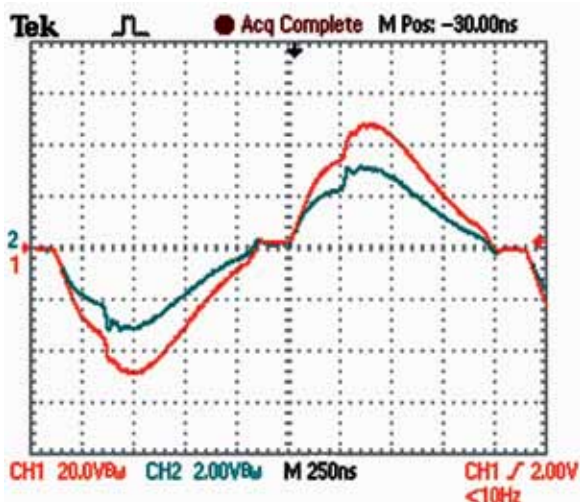
Результати експерименту для часу експозиції  $t = 0,12$  с та потужності 10 ум. од.

$I$	0,80	0,72	0,80	0,88	0,72	0,72	0,80	0,80	0,88	0,92
$U$	22,0	22,0	21,6	21,4	21,8	21,0	22,2	22,8	22,0	23,2
$R$	27,5	30,5	27,0	24,3	30,3	29,2	27,8	28,5	25,0	25,2
$\varphi$	0,96	0,64	0,96	0,96	0,96	0,64	0,96	0,96	0,96	0,96

Результати експерименту на різних частотах

$t, c$	$P, \text{ум.од.}$	$U, \text{В}$	$I, \text{А}$	$R, \text{Ом}$	$\varphi, ^\circ$		
0,44 МГц							
0,12	10	22	0,80	27,50	<1		
0,22		20	0,76	26,30			
0,60		21	0,80	26,25			
1,10		20	0,80	25,00			
2,40		18	0,80	22,50			
6,0		21	0,78	26,92			
20,0		19	0,72	26,38			
35,0		18	0,76	23,68			
0,12	50	44	1,60	27,50	<1		
0,22		38	1,60	23,75			
0,60		35	1,60	21,88			
1,10		30	1,60	18,75			
2,40		24	1,60	15,00			
6,0		23	1,45	15,87			
20,0		32	0,40	80,00			
0,12		280	70	3,60		19,44	<1
0,22	60		3,60	16,67			
0,60	50		3,60	13,89			
1,10	50		3,65	13,69			
2,40	50		3,70	13,51			
1,76 МГц							
2	25		21	0,60	35,00	2,54	
4			21	0,64	32,81		
10		19	0,64	29,69			
30		17	0,68	25,00			
2	50	33	1,00	33,00	3,16		
10		28	1,08	25,93	2,54		
2	75	38	1,20	31,67	3,81		
4		30	1,20	25,00	3,16		
10		40	1,20	33,33	3,81		
3,5 МГц							
2	25	30	1,00	30,00	1,26		
4		25	1,00	25,00	<1		
10		16	1,00	16,00	1,26		
20		20	0,88	22,73	2,53		
2	50	42	1,68	28,57	5,05		
4		56	1,60	35,00	6,32		
10		40	1,60	25,00	3,79		
2	75	40	1,60	20,00	3,16		
4		50	1,60	25,00	1,89		

а)



б)

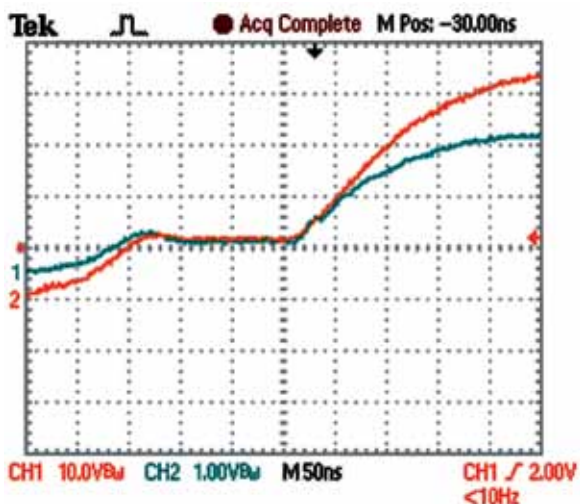


Рис. 5. Осцилограми напруги на шунті (1) та на досліджуваному зразку біологічної тканини (2) на частоті 0,44 МГц у часовому масштабі 500 нс/клітинка (а) та 50 нс/клітинка (б)

На рис. 5 зображено осцилограми напруги на шунті (еквівалент зварювального струму) та на біологічній тканині для частоти 0,44 МГц, рівня потужності 50 ум. од., часу експозиції 2 с у різних часових масштабах.

Результати досліджень наведено в табл. 3, 4 ( $P$  — вихідна потужність електрохірургічного апарата,  $I$  — середній струм,  $R$  — середній опір,  $\varphi$  — фазо-



вий зсув між напругою і струмом). Всі представлені дані розраховувалися як математичне очікування з 10 вимірювань за формулою

$$M = \sum_i X_i P_i.$$

Як видно з табл. 4, на частоті 0,44 МГц для потужності в межах 10–280 ум. од. та тривалості впливу 0,12–35 с фазовий зсув менший за 1°.

### Висновки

Значення фазового зсуву між напругою, що підводиться до зварюваних біологічних тканин, та струмом, що проходить крізь них, отримані при дослідженні імпедансу біологічної тканини на частотах 0,44 МГц, 1,76 МГц, 3,5 МГц, з точністю до 1% збігаються з розрахунковими даними та результатами експериментального визначення фазового зсуву у випадку використання еквівалентного навантаження. Це дозволяє стверджувати, що при розв'язанні задач математичного моделювання біологічних тканин як навантаження електрохірургічного апарата їхній імпеданс можна вважати чисто активним. Такий підхід дозволить використовувати для розрахунків рівняння нижчих порядків, що значно спрощує математичні моделі.

### ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА

1. *Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия* : Атлас / Под ред. Б. Е. Патона и О. Н. Ивановой. Киев : Наукова думка, 2009. 200 с.

2. Yadav A., Agarwal L., Jain S. A. et al. Comparison between scalpel incision and electrocautery incision in midline abdominal surgery: a comparative study. *International Surgery Journal*, 2021, vol. 8, no. 5, pp. 1507–1511. <https://doi.org/10.18203/2349-2902.isj20211817>

3. Ремизов А. Н., Максина А. Г., Потапенко А. Я. *Учебник по медицинской и биологической физике*. М. : Дрофа, 2003. 559 с.

4. Белик Д.В. *Импедансная электрохирургия (Аппараты и особенности применения)*. Н. : Наука, 2000. 253 с.

5. *Resistor Guide* [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://eepower.com/resistor-guide/resistor-fundamentals/resistor-inductance/> (дата звернення: 07.12.2024)

6. Grover F.W. *Inductance Calculations: Working Formulas and Tables*. N.Y., Mineola : Dover Publications, 2004. 286 p.

7. Barry W. W. *Power Electronics: Devices, Drivers, Applications, and Passive Components*. Barry W Williams, 2006. URL: <https://personal.eee.strath.ac.uk/barry.williams/book.html> (дата звернення: 04.12.2024)

8. *Wire Self Inductance Calculator* [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.elektroda.com/calculators/passive-tools-wire> (дата звернення: 07.12.2024)

9. Rosa E. B. The self and mutual inductances of linear conductors. *Bulletin of the Bureau of Standards*, 1908, vol. 4, no. 2, pp. 301–344. <https://doi.org/10.6028/bulletin.088>

10. Dean D. A., Ramanathan T., Machado D., Sundararajan R. Electrical impedance spectroscopy study of biological tissues. *Journal of Electrostatics*, 2008, vol. 66, iss. 3–4, pp. 165–177. <https://doi.org/10.1016/j.elstat.2007.11.005>

11. Krezdorn N., Tasigiorgos S., Wo L. et al. Tissue conservation for transplantation. *Innovative surgical sciences*, 2017, vol. 2, no. 4, pp. 171–187. <https://doi.org/10.1515/iss-2017-0010>

Дата надходження рукопису до редакції 20.11 2024 р.

DOI: 10.15222/ТКЕА2024.3-4.47  
UDC 621.314:76.13.25:616-7:615.47

Ie. D. DZIUBA, O. F. BONDARENKO

Ukraine, Kyiv, National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”  
E-mail: bondarenkoaf@gmail.com

## DETERMINATION OF BIOLOGICAL TISSUE PARAMETERS FOR SIMULATION TASKS IN ELECTROSURGERY

*The problem of creating innovative surgical equipment becomes an urgent necessity in wartime. A promising direction in surgery is the improvement of electrosurgical technology, which is successfully implemented for welding and cutting living biological tissues and is characterized by high speed and proven efficiency. The important aspect of designing electrosurgical equipment is experimental research and verification of the effectiveness of the proposed solutions in practice. However, experiments in this area are complicated by the need to have living tissues at hand, the properties of which are significantly different from the properties of dead biological tissues. So, an adequate mathematical model of living tissue can significantly simplify experimental and adjustment work with the electrical part of electrosurgical equipment in the laboratory. The aim of this work is to experimentally determine the impedance properties of living biological tissues and assess their dependence on the power and duration of the electrosurgical procedure at the operating frequencies of the equipment for further use of the obtained data in creating mathematical models. Using a specially created experimental device, the parameters of biological tissue were determined as the load of the electrocoagulator. By measuring the phase shift between the welding current and the voltage on the electrodes of the electrocoagulator, it was found out that its value does not exceed 1° at different levels of power and duration of exposure for the experimental device with the operating frequency of the electrosurgical equipment. As a result, it is proposed to consider the kind of the impedance of living biological tissues as purely active, since in the entire studied range it is determined mainly by its active component, while the reactive component is insignificant. This approach allows the use of lower-order equations for calculations, which essentially simplifies mathematical models.*

**Keywords:** electrosurgery, welding, biological tissue, phase shift, impedance.

REFERENCES

1. *Tkanesokhranyayushchaya vysokochastotnaya elektrosvarochnaya khirurgiya : Atlas* [Tissue-preserving high-frequency electric welding surgery. Atlas] / Ed. by B. E. Paton and O. N. Ivanova. Kyiv : Naukova Dumka, 2009. 200 p. (Rus)
2. Yadav A., Agarwal L., Jain S. A. et al. Comparison between scalpel incision and electrocautery incision in midline abdominal surgery: a comparative study. *International Surgery Journal*, 2021, vol. 8, no. 5, pp. 1507–1511. <https://doi.org/10.18203/2349-2902.isj20211817>
3. *Uchebnik po meditsinskoj i biologicheskoj fizike* [Textbook on medical and biological physics]. Moscow: Drofa, 2003. 559 p. (Rus)
4. Belik D.V. *Impedansnaya elektrokhirurgiya (Apparaty i osobennosti primeneniya)* [Impedance Electrosurgery (Devices and Application Features)]. Novosibirsk: Nauka, 2000. 253 p. (Rus)
5. *Resistor Guide* [Electronic resource]. Regime of access: <https://eepower.com/resistor-guide/resistor-fundamentals/resistor-inductance/> (accessed 07.12.2024).
6. Grover F.W. *Inductance Calculations: Working Formulas and Tables*. N.Y., Mineola : Dover Publications, 2004. 286 p.
7. Barry W. W. *Power Electronics: Devices, Drivers, Applications, and Passive Components*. Barry W Williams, 2006. URL: <https://personal.eee.strath.ac.uk/barry.williams/book.html> (accessed 04.12.2024)
8. *Wire Self Inductance Calculator* [Electronic resource]. Regime of access: <https://www.elektroda.com/calculators/passive-tools-wire> (accessed 07.12.2024).
9. Rosa E. B. The self and mutual inductances of linear conductors. *Bulletin of the Bureau of Standards*, 1908, vol. 4, no. 2, pp. 301–344. <https://doi.org/10.6028/bulletin.088>
10. Dean D. A., Ramanathan T., Machado D., Sundararajan R. Electrical impedance spectroscopy study of biological tissues. *Journal of Electrostatics*, 2008, vol. 66, iss. 3–4, pp. 165–177. <https://doi.org/10.1016/j.elstat.2007.11.005>
11. Krezdorn N., Tasigiorgos S., Wo L. et al. Tissue conservation for transplantation. *Innovative surgical sciences*, 2017, vol. 2, no. 4, pp. 171–187. <https://doi.org/10.1515/iss-2017-0010>

Опис статті для цитування:

Дзюба С. Д., Бондаренко О. Ф. Визначення параметрів біологічної тканини для задач моделювання в електрохірургії. Технологія та конструювання в електронній апаратурі, 2024, № 3–4, с. 47–52. <http://dx.doi.org/10.15222/ТКЕА2024.3-4.47>

Cite the article as:

Dziuba Ie. D., Bondarenko O. F. Determination of biological tissue parameters for simulation tasks in electrosurgery. Technology and design in electronic equipment, 2024, no. 3–4, pp. 47–52. <http://dx.doi.org/10.15222/ТКЕА2024.3-4.47>

РЕЦЕНЗЕНТИ НОМЕРА

- Белоха Галина Сергіївна*, канд. техн. наук, доцент, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ
- Бондаренко Олександр Федорович*, канд. техн. наук, доцент, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ
- Вінниченко Дмитро Валерійович*, канд. техн. наук, ст. наук. співробітник, Інститут електродинаміки, м. Київ
- Добровольський Юрій Георгійович*, докт. техн. наук, доцент, Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича, м. Чернівці
- Тимочко Михайло Дмитрович*, канд. фіз.-мат. наук, ст. наук. співробітник, Інститут фізики напівпровідників ім. В. Є. Лашкарьова, м. Київ
- Трофімов Володимир Євгенович*, канд. техн. наук, доцент, Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса
- Корбутяк Дмитро Васильович*, докт. фіз.-мат. наук, професор, Інститут фізики напівпровідників ім. В. Є. Лашкарьова, м. Київ