

УДК: 616-01

# ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОФІЗИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН В ПРОЦЕСІ ЇХ ЗВАРЮВАННЯ

<sup>1,2</sup> Худецький Ігор Юліанович  
[igorkhudetsky@gmail.com](mailto:igorkhudetsky@gmail.com)

<sup>1</sup> Сніцар Євген Вікторович  
[snitsarye@gmail.com](mailto:snitsarye@gmail.com)

<sup>1</sup> Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,  
<sup>2</sup> Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України  
Київ, Україна

**Реферат** - Для якісного та безпечного проведення оперативних втручань з використанням сучасної термоелектрохірургічної апаратури необхідно постійно проводити її удосконалення, кореляцію режимів зварювання, розробку нового інструменту, що потребує великої кількості практичних досліджень. До останнього часу для таких досліджень використовували лабораторних тварин, що суттєво ускладнює їх проведення та збільшує вартість. Актуальним питанням є розробка методики, що зменшить кількість практичних дослідів над живими істотами без втрати якості, прискорить проведення та зменшить собівартість майбутніх розробок. У статті розглянуті шляхи оптимізації розробки електротермохірургічної апаратури шляхом застосування динамічного імітатора живих тканин. Однією з ключових характеристик живих тканин, які впливають на можливість зварювання, є їх імпеданс. Імпеданс в процесі впливу термоелектрохірургічної апаратури динамічно змінюється, і для коректної роботи імітатора необхідно зафіксувати динаміку даного процесу. Для вирішення даної проблеми розроблено та проведено експериментальне дослідження змін активного та реактивного опорів біологічних моделей під час впливу багатофункціонального термоелектрохірургічного апарату БТА-300 М1 у заданому часовому діапазоні, а саме від нуля до десяти секунд, що відповідає типовому впливу під час оперативних втручань. Запропоновано та розглянуто альтернативну методику проведення експериментів з термоелектрохірургічної апаратурою без використання, безпосередньо, живих тканин. Методика заснована на використанні розробленого динамічного імітатора живих тканин, який повторює процес пов'язаний зі зміною імпедансу в процесі електрозварювання. В основі імітатора розроблена теоретична модель еквівалентної схеми заміщення живих біологічних тканин різних типів та їх поведінки в умовах електротермічних впливів в процесі обробки та з'єднання - схема Худецького.

**Ключові слова:** термоелектрохірургія, діагностика, безкровні технології, хірургія, оперативне втручання, електрозварювання, імпеданс, імітатор живих тканин.

## I. ВСТУП

Розробка методики зварювання живих тканин колективом вчених ІЕЗ ім. Є.О.Патона НАН України під керівництвом академіка Б.Є.Патона за участю видатних хірургів провідних медичних закладів України привели до нового етапу активний розвиток електротермохірургічних технологій в хірургії [1]. За останні 25 років в Україні та за кордоном було розроблено значний перелік апаратури, інструментарію та хірургічних методик їх практичного застосування при проведенні оперативних втручань. За цей час створення апаратури пройшло кілька етапів, які пов'язані зі зміною елементної бази, переходу з застосування модернізованих ЕОМ до

мікропроцесорної технології, створення цілого парку спеціалізованої апаратури та інструменту для торакальної, абдомінальної та щелепно-лицьової хірургії, кардіології, гінекології, офтальмології та багатьох інших [1,2].

Сучасний етап розробки такої апаратури пов'язаний з визначенням придатності живих тканин для застосування електротермохірургічних технологій та автоматизації вибору режимів зварювання тканин та обробки ран.

Розробка нового хірургічного обладнання дуже дорогий процес та, як правило, включає кілька етапів. Найперше – це етап теоретичних досліджень, створення математичних і фізичних моделей. На наступному етапі ці дослідження

реалізуються в лабораторних макетах майбутніх приладів. На цих макетах проводять основну масу лабораторних досліджень для перевірки правильності теоретичних досліджень. До останнього часу для таких досліджень використовували ЛАБОРАТОРНИХ ТВАРИН, що суттєво ускладнює дослідження та збільшує їх вартість, потребує строгого дотримання вимог біоетики та утримання тварин. Як альтернативу пропонувалось окремі досліди проводити на біологічних моделях живих тканин.

В усіх випадках ключовим питанням є відповідність тканин, які зварюються в дослідженні, живій тканині під час оперативного втручання. Теоретичні та експериментальні дослідження, досвід практичного застосування хірургічної апаратури в медицині та ветеринарії свідчить про подібність процесів що протікають в тканинах людей та тварин під час процесу їх зварювання. Однією з ключових характеристик живих тканин, які впливають на можливість зварювання, є їх імпеданс.

Основою до розробки динамічного імітатора живих тканин є еквівалентна схема заміщення живих тканин. Таких схем існує кілька основних варіантів, але всі схеми об'єднують наявність активного опору у вигляді постійного резистора та реактивного опору, який представляє собою постійний конденсатор. Саме на основі реактивного опору, у випадку біологічних об'єктів – імпедансу, проводиться аналіз біомедичних показників живих тканин. При дії термоелектрохірургічної апаратури на живі тканини їх показники імпедансу та активного опору змінюються динамічно, тому для зображення еквівалентної схеми тканини в процесі впливу термохірургічної апаратури [3] розроблено теоретичну модель еквівалентної схеми заміщення живих біологічних тканин різних типів та їх поведінки в умовах електротермічних впливів в процесі обробки та з'єднання – схема Худецького (рис. 1). Дана модель має наступні компоненти:  $R_c$  – змінний еквівалентний активний міжклітинний опір,  $R_i$  – змінний еквівалентний активний опір вмісту клітин,  $C$  – частотно залежна

еквівалентна електрична ємність клітинних мембран [3-6].

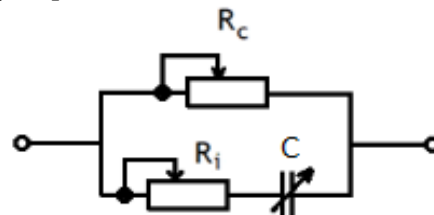


Рисунок 1 Теоретична модель еквівалентної динамічної схеми Худецького для заміщення живих біологічних тканин різних типів та їх поведінки в умовах електротермічних впливів в процесі обробки та з'єднання на основі Фріке

## II. МЕТА РОБОТИ

Метою роботи було визначення динаміки активного та ємнісного опорів біологічних моделей живих тканин в процесі їх зварювання з застосуванням термоелектрохірургічної апаратури та отримання даних для відтворення динамічним імітатором.

## III. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Дослідження проводилось на базі Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України, відділ 56. Термоелектрохірургічна апаратура «БТА-300 М1», цифровий мультиметр PROTESTER PM64, осцилограф RIGOL, генератор ГЗ-109.

Було досліджено сорок зразків біологічних моделей живих тканин в процесі зварювання з застосуванням електротермохірургічної апаратури.

Експеримент проводився з використанням термоелектрохірургічної апаратури «БТА-300 М1» (рис. 3), стандартного електротермохірургічного інструменту для зварювання тканин (рис. 4а) та біологічного імітатора живої м'язової тканини. Визначення активного опору проводилося за допомогою мультиметра, реактивного – визначається за зсувом фаз.

Дані для відтворення електричним динамічним імітатором живих тканин отриманні в ході ряду експериментів по визначенню змін активного та ємнісного опорів біологічної тканини в процесі дії термоелектрохірургічної апаратури. Зважаючи, що в хірургічній практиці процес

взаємодії електротермохірургічного інструменту та живої тканини не перевищує 10 с та на складність в отриманні даних в реальному часі під час зварювання, для дослідження були вибрані наступні часові точки вимірювань. Нульова точка – до початку термохірургічного впливу, далі – точка після однієї, двох, трьох секунд і далі до десяти секунд включно. В дослідженні було враховано те, що процес реєстрації даних займав певний період часу, тому для кожного інтервалу електротермічного впливу на тканини був використаний окремий зразок біологічного імітатора живої м'язової тканини. У зв'язку з цим, особливу увагу приділили точності підготовки дослідного зразка, товщина якого складала  $5 \pm 0,5$  мм.

В процесі експерименту до та після визначеного часу термоелектричної дії на тканину реєструвались значення активного опору за допомогою мультиметра та осцилограма проходження височастотного синусоїдального сигналу через біологічну тканину (рис. 4б).

Для електротермохірургічного впливу на тканини використовувався сигнал частотою 66 кГц та амплітудою 100В.



Рисунок 3 Термоелектрохірургічна апаратура БТА-300 М1 [7]



Рисунок 4 Зажим з електродами(а), Схема проведення експерименту (б)

Для усунення впливу тиску на результати дослідження, затискання м'язової

тканини в стандартному електротермохірургічному інструменті проводилось з однаковим зусиллям, що забезпечувалось еластичним фіксатором (рис. 5).

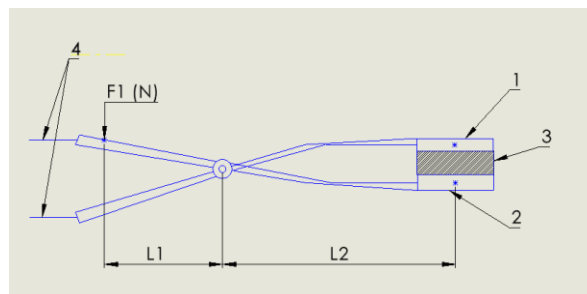


Рисунок 5 Схема затискання м'язової тканини (1, 2 – електроди, 3 – м'язова тканина 4 – дроти подання термоелектричної дії та зняття значень опору,  $F_1$  – сила стискання,  $L_1=170$  та  $L_2 = 70$  плечі)

#### IV. СУЧАСНІ ПІДХОДИ ДО ВИЗНАЧЕННЯ ЖИТТЄЗДАТНОСТІ ТКАНИН

В результаті експерименту отримано фактичні значення активного та реактивного опору м'язової тканини в процесі впливу термоелектрохірургічної апаратури. Для оцінки результатів цифрові дані, отримані з осцилографа, було оброблено на персональному комп'ютері за допомогою програмного забезпечення Excel. Під час обробки результатів побудовано графіки та обчислено кут зсуву фаз, при цьому амплітуда вхідного та вихідного сигналу приводилась до одного значення (рис. 6).

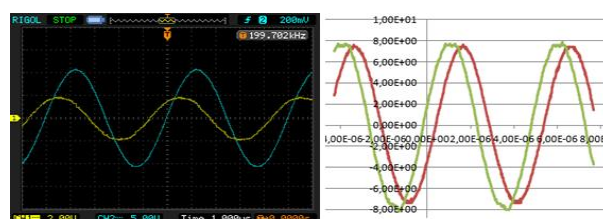


Рисунок 6 Програмна нормалізація осцилограми при проведенні випробувань: ліворуч – фактичні значення, праворуч – нормалізована осцилограма

Осцилограми (заміри) для визначення кута зсуву фаз знімались на трьох частотах 1 кГц, 66 кГц, 200 кГц. Основою для вибору частот слугували параметри генератора. Згідно отриманих даних (табл. 1-3) було сформовано залежності зміни активного та реактивного (рис.7) опорів при дії

термоелектрохірургічної апаратури відносно часу. Використовуючи ці залежності було запрограмовано роботу мікропроцесора у динамічному імітаторі живої тканини.

Таблиця 1 Значення активного та реактивного опорів при частоті 1 (1кГц)

	0сек	1 с	2 с	3 с	4 с	5 с	6 с	7 с	8 с	9 с	10 с
1. R, Ом	1120	475	250	220	125	389	270	315	375	284	250
1. Xc, Ом	1118,61	474,41	286,51	219,73	124,85	252,21	110,86	129,33	216,30	146,68	102,64
2. R, Ом	1050	490	392	350	273	320	385	388	336	284	300
2 Xc, Ом	1203,35	282,63	226,11	456,62	359,15	131,39	174,14	444,67	173,53	237,13	123,17
3. R, Ом	1230	736	420	210	250	406	396	325	341	303	520
3 Xc, Ом	1604,68	843,49	449,40	121,13	249,69	312,00	423,72	94,58	340,58	302,62	399,61
сер опр. М+-сігма	1161,2	623,4	376	262,6	218,8	389,8	382,8	361,4	364,2	315,6	376,6
Сер. X c, Ом	1308,88	533,51	320,67	265,82	244,56	231,87	236,24	222,86	243,47	228,81	208,48

Таблиця 2 Значення активного та реактивного опорів при частоті 2 (66кГц)

	0сек	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1. R, Ом	1120	475	250	220	125	389	270	315	375	284	250
1. Xc, Ом	1092,94	463,52	236,42	31,36	118,21	157,23	0,00	0,00	0,00	304,03	0,00
2. R, Ом	1050	490	392	350	273	320	385	388	336	284	300
2 Xc, Ом	1024,63	478,16	382,53	859,80	183,62	97,61	412,15	0,00	359,70	0,00	321,16
3. R, Ом	1230	736	420	210	250	406	396	325	341	303	520
3 Xc, Ом	1200,28	1808,05	409,85	29,93	221,70	360,05	0,00	347,92	0,00	0,00	0,00
сер опр. М+-сігма	1161,2	623,4	376	262,6	218,8	389,8	382,8	361,4	364,2	315,6	376,6
Сер. X c, Ом	1105,95	916,58	342,93	307,03	174,51	204,96	137,38	115,97	119,90	101,34	107,05

Таблиця 3 Значення активного та реактивного опорів при частоті 3 (200 кГц)

	0сек	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1 опр. ом	1120	475	250	220	125	389	270	315	375	284	250
1 фаза, мс	578,44	245,32	129,12	113,62	0,00	224,37	0,00	138,53	100,40	146,68	62,52
2 опр. ом	1050	490	392	350	273	320	385	388	336	284	300
2 фаза, мс	2433,59	253,07	202,45	223,80	157,47	77,76	198,84	200,39	173,53	146,68	173,04
3 опр. ом	1230	736	420	210	250	406	396	325	341	303	520
3 фаза, мс	329,30	380,12	112,45	0,00	60,75	0,00	204,52	167,85	91,30	156,49	0,00
сер опр. М+-сігма	1161,2	623,4	376	262,6	218,8	389,8	382,8	361,4	364,2	315,6	376,6
сер зсув фаз М+-сігма	1113,78	292,84	148,01	112,47	72,74	100,71	134,45	168,92	121,74	149,95	78,52

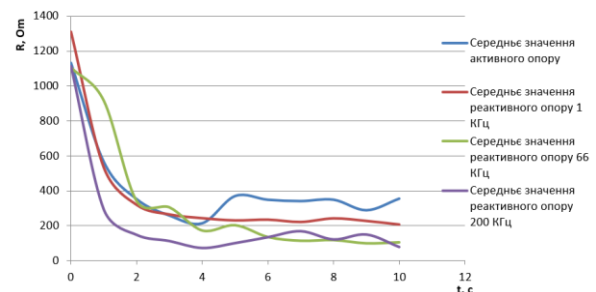


Рисунок 7 Динаміка зміни активного та реактивного опорів м'язової тканини в процесі впливу термоелектрохірургічної апаратури

## V. ВИСНОВКИ

1. В ході проведення практичних експериментальних досліджень було отримано фактичні значення активного та реактивного опору м'язової тканини в процесі впливу термоелектрохірургічної апаратури. Ці данні буде використано для програмування змін активного та ємнісного опорів динамічного імітатора живих тканин.

2. Проведені дослідження дозволяють стверджувати про можливість застосування динамічного електричного еквіваленту біологічних тканин різних типів в умовах електротермічних впливів для можливості побудови алгоритмів автоматизації зварювання живих тканин та обробки ран.

**Фінансування.** Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

### ORCID ID та внесок авторів.

0000-0003-0815-6950 (A,D,E) Igor Khudetsky

0000-0001-6470-6879 (B,C,F,G) Yevhen Snitsar

A – Концепція роботи та дизайн, B – Аналіз літературних джерел, C – Написання

статті, D – Критичний огляд, E – Остаточне схвалення статті, F – проведення експерименту, G – обробка даних.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. В.Е. Paton, I.V. Krivtsun, G.S. Marinsky, I.Yu. Khudetsky, Yu.N. Lankin and A.V. Chernets, welding, cutting and heat treatment of live tissues, The Paton welding journal, №10-11, 2013, p. 142-153.
2. І.А. Сухін, Ю.О. Фурманов, І.Ю. Худецький, Д.М. Масалов, Практичне використання високочастотних електрокоагуляторів з різними електрофізичними характеристиками, Клінічна хірургія №7, 2013 р., ст. 52-55.
3. Худецький І. Ю. Сучасні підходи до визначення життєздатності живих тканин / І. Ю. Худецький, Є. В. Сніцар. // Біомедична інженерія і технологія. – 2023. – №11. – С. 62–68., <https://doi.org/10.20535/2617-8974.2023.11.290209>
4. Polk, C. Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields. [Текст] / С. Polk, Е. Postow.— Boca Raton, FL: CRC Press, 1995. -690 p
5. V. Sydorets, I. Pentegov, S. Rymar, accounting of the bioimpedance features at high frequency by models of fricke and cole, Tekhnichnaelektrodynamika, p. 22 –25, <https://doi.org/10.15407/techned2018.06.022>
6. Дубко, А.Г., Тертична, В.С., Нікітін, В.О. (2022). Діагностика стану тканин організму на основі біоімпедансного аналізу. Theoretical and science bases of actual tasks. Proceedings of the XIV International Scientific and Practical Conference. Lisbon, Portugal, 253-259.
7. Проект-переможець конкурсу \"Sikorsky Challenge 2017\" із ФБМІ [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <https://kpi.ua/ru/2017-kp36-4>.

UDC: 616-01

# EXPERIMENTAL STUDIES OF THE BIOPHYSICAL CHARACTERISTICS OF BIOLOGICAL TISSUES IN THE PROCESS OF THEIR WELDING

<sup>1,2</sup>Igor Khudetsky

[igorkhudetsky@gmail.com](mailto:igorkhudetsky@gmail.com)

<sup>1</sup>Yevgen Snitsar

[snitsarye@gmail.com](mailto:snitsarye@gmail.com)

<sup>1</sup>National Technical University of Ukraine  
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute",  
Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>E.O. Paton Electric Welding Institute  
of the National Academy of Sciences of Ukraine  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** – For high-quality and safe surgical interventions using modern thermo-electrosurgical equipment, it is necessary to constantly improve it, correlate welding modes, develop a new tool, this requires a large number of practical studies. Until recently, laboratory animals were used for such studies, which significantly complicates them and increases the cost. An urgent issue is the development of a methodology that will reduce the number of practical experiments on living beings without loss of quality, speed up and reduce the cost of future developments. The article considers ways to optimize the development of electrothermosurgical equipment by using a dynamic simulator of living tissues. One of the key characteristics of living tissues that affect the possibility of welding is their impedance. Impedance during the influence of thermo-electrosurgical equipment changes dynamically, and for the correct operation of the simulator, it is necessary to record the dynamics of this process. To solve this problem, an experimental study of changes in the active and reactive resistance of biological models was developed and carried out during the exposure of the multifunctional BTA-300 M1 thermo-electrosurgical device in a given time range, namely from zero to ten seconds, which corresponds to the typical exposure during surgical interventions. An alternative method of conducting experiments with thermoelectrosurgical equipment without directly using living tissues is proposed and considered. The technique is based on the use of a developed dynamic simulator of living tissues, which repeats the process associated with the change of impedance in the process of electric welding. The simulator is based on a theoretical model of an equivalent scheme for replacing living biological tissues of various types and their behavior under conditions of electrothermal effects during the processing and joining process - Khudetsky's scheme.

**Key words:** thermoelectric surgery, diagnostics, bloodless technologies, surgery, operative intervention, electric welding, impedance, imitator of living tissues.