

УДК 617-7:616-72

СПОСОБИ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ ПІД ЧАС ЕЛЕКТРОХІРУРГІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ (ОГЛЯД)

Житковський Андрій Романович¹

zhytkovskyi.andrii@lll.kpi.ua

Дубко Андрій Григорович^{2,1}

andreyies17@gmail.com

¹Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»;

²Відділ «Зварювальні та споріднені технології в медицині та екології»

Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України

м. Київ, Україна

***Реферат** – Методи електрохірургії широко використовуються у медичній практиці, наприклад, при хірургічних операціях по надрізанню, видаленню, розсіканню, зварюванню живої тканини зі сприянням процесу гемостазу або ж для припинення кровотеч. Ефект кожної з операцій досягається за рахунок резистивного нагрівання біологічної тканини при проходженні через неї струму високої частоти, який подається за допомогою електрохірургічних інструментів. Подача струму має бути строго контрольованою задля уникнення перекоагуляції біологічної тканини. Значна кількість теплоти, яка утворюється у тканині, через яку пропускають електричний струм, поширюючись може призвести також до небажаного перегрівання та руйнування навколишніх тканин. Дані про температуру тканини у зоні операції дають змогу краще зрозуміти закономірності температурного розподілу та завадити перекоагуляції. Точне вимірювання температури біологічної тканини дає змогу перевірити математичні моделі поширення тепла для конкретного виду електрохірургічного втручання або ж створити систему зворотного зв'язку, яка, використовуючи значення виміряної температури, буде приймати рішення про відновлення або припинення подачі струму. Також знання показників температури тканини підвищує обізнаність хірурга про стан тканин і дає можливість приймати рішення про доцільність відновлення або припинення подачі струму безпосередньо у ході операції. Наразі доступно багато методів моніторингу температури біологічної тканини під час проведення над нею електрохірургічної операції. Дана робота охоплює методи на основі термісторів, терморпар, інфрачервоних камер та волоконно-оптичних вимірювачів температури. Кожен із цих методів має як переваги, так і недоліки при його використанні під час конкретного виду втручання. У даній роботі виконано огляд різних способів вимірювання температури біологічної тканини у місці електрохірургічного втручання, проаналізовано особливості кожного з них та порівняно їх між собою, що дасть змогу у подальшому обирати той метод вимірювання температури тканини, який найбільше відповідає вимогам конкретної ситуації.*

***Ключові слова:** електрохірургія, зварювання живих тканин, температурні вимірювання, терморпари, термістори, інфрачервона камера, волоконно-оптичні датчики температури.*

I. ВСТУП

Струм високої частоти (ВЧ) використовується у різних областях хірургії [1-6]. За допомогою пропускання струму ВЧ через біологічну тканину можна виконувати хірургічні операції по надрізанню, видаленню або розсіканню цієї тканини. Електрохірургічна коагуляція є поширеним методом у хірургії, при якому під дією електричного струму відбувається термічна денатурація білків тканини, над якою виконується операція. Цей процес використовується для контролю кровотеч, які можуть призводити до ускладнень операції або небажаних післяопераційних

наслідків. Наприклад, електрохірургічна коагуляція часто використовується у нейрохірургії для запобігання ушкодженню нервів кров'ю [5].

Також струм ВЧ використовується для зварювання живих тканин. Цей метод дозволяє суттєво скоротити час операції і зменшити втрати крові, а також не вимагає накладання швів, що сприяє швидкому загоєнню місця операційного втручання та запобігає поширенню інфекцій [6].

При проходженні струму ВЧ через тканину відбувається її резистивне нагрівання, що призводить до ефектів, на яких засновані описані вище методи

електрохірургії. Однак значна кількість теплоти, яка утворюється у тканині може призвести до небажаного перегрівання та руйнування навколишніх тканин, що часто має негативні наслідки для пацієнта [2, 3]. Наприклад, нервові тканини особливо вразливі до тепла, маючи низьку порогову температуру близько 43°C і невелику кількість необхідної дози тепла для термічного ураження [5].

Існують різні способи уникнення перегрівання тканин у процесі електрохірургічних операцій різних видів. Це, наприклад, контролювання температури електродів вбудованими у них датчиками [7], покриття електродів з високою теплопровідністю [5], створення системи охолодження електродів [4], автоматизоване контролювання напруги на електродах, додавання «підготовчої» фази до процесу електрозварювання [7] та ін. Однак у кожному з цих випадків інформація про температуру тканини у зоні втручання є корисною для хірурга, адже підвищує гнучкість проведення операції і дає хірургу можливість прийняття власних рішень про припинення подачі струму безпосередньо у ході операції. Також знаходження точного та зручного методу вимірювання температури тканини під час проведення над нею електрохірургічної операції дасть змогу досліджувати її термічні властивості та краще розуміти закономірності розподілу температури у тканині для конкретного виду втручання. Температура поверхні тканини поблизу електрода характеризує ширину зони термічного впливу, яка має вирішальне значення для подальшої регенерації тканин, однак ця температура у меншій мірі характеризує сам результат операції.

II. МЕТА РОБОТИ

Метою даної роботи є огляд наукових робіт, у яких представлені методики вимірювання температури біологічної тканини під час електрохірургічних втручань різних видів, та порівняння цих методик між собою.

III. ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ ЕЛЕКТРОХІРУРГІЇ

Електрохірургія – медична процедура, яка полягає у пропусканні високочастотного електричного струму через біологічну тканину з метою досягнення бажаного клінічного ефекту. Причиною будь-якого такого ефекту є резистивне нагрівання тканин під час проходження через неї електричного струму.

Електрохірургічні системи працюють у частотному діапазоні від 200 кГц до 3,3 МГц [8]. У загальному електрохірургічна установка складається з високочастотного генератора струму та інструмента з одним або двома електродами (монополярні або біполярні електрохірургічні інструменти відповідно).

Монополярні електрохірургічні інструменти мають активний електрод на своєму наконечнику та дисперсійний електрод (електродну прокладку), що зазвичай знаходиться під пацієнтом. Струм від генератора у цьому випадку проходить через тіло пацієнта повністю, досягає дисперсійного електрода та повертається до генератора.

У біполярних електрохірургічних інструментах обидва виходи генератора підключені до рівнозначних активних електродів, що не вимагає наявності дисперсійного електрода. Ці електроди конструктивно об'єднані в один інструмент, наприклад, електрохірургічних пінцет. Основною перевагою біполярних інструментів над монополярними є те, що в електричне коло включена лише та частина тіла пацієнта, яка знаходиться між електродами, що зменшує ризик опіку пацієнта.

Електрохірургічні генератори можуть працювати в неперервному та імпульсному режимах. Неперервна дія струмом зазвичай використовується під час виконання розрізів, а імпульсна – для проведення електрокоагуляції [8].

Традиційним методам електрохірургії притаманна висока ймовірність перепалювання тканини з неможливістю подальшого відновлення її фізіологічних

характеристик. Задля вирішення цієї та ще низки проблем було запропоновано технологію височастотного електрозварювання живих тканин.

Зварне з'єднання живих тканин досягається за рахунок термічної денатурації білкових молекул у тканині під час проходження через неї електричного струму високої частоти невисокої напруги. У результаті спільної дії тепла та тиску (у випадку біполярного інструменту) біологічна тканина стає денатурованою, повністю деструктурованою, у цей момент вона являє собою гомогенну масу колагену, еластину та основних субстанцій тканини, які й утворюють зварне з'єднання двох ділянок тканини. З часом структура тканини і її фізіологічні характеристики відновлюються.

Застосування електричного зварювання живих тканин дозволяє суттєво зменшити час перебування пацієнта під анестезією, зменшити крововтрату, відкидає необхідність вживання пацієнтом лікарських препаратів у післяопераційний період, пришвидшує процес морфологічного відновлення тканини, що піддалася руйнуванню електричним струмом. Ця технологія зменшує ризик виникнення запалення через відсутність у тканині після зварювання омертвілих частинок та інших чужорідних для організму тіл. Також великою перевагою використання технології зварювання живих тканин є безшовність з'єднання тканини, що не тільки полегшує загоєння тканини, а і зменшує вартість операції через зникнення необхідності у використанні шовного матеріалу, кліпс та додаткових хірургічних інструментів.

Для того, щоб уникнути перепалювання тканини та досягнути її швидкого відновлення після операції, термічний вплив на тканину має бути мінімальним, але достатнім для досягнення бажаного клінічного ефекту.

У таблиці 1 представлено інформацію про характер змін у біологічній тканині у залежності від її температури.

Нижче наведено рівняння, що використовуються для математичного

моделювання розподілу температури під час електрохірургічних операцій [9].

Розподіл температури у матеріалі описується рівнянням теплопровідності:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla(k \nabla T) = Q,$$

де ρ – густина; C – питома теплоємність; k – коефіцієнт теплопровідності; ∇ – оператор набла; Q – функція розподілу джерел нагрівання; T – температура; t – час.

Для вирішення цієї задачі необхідно у першу чергу вирішити електромагнітну задачу і знайти Q -функцію.

Таблиця 1. Зміна характеристик біологічної тканини у залежності від її температури.

Температурний діапазон, °C	Характер змін у біологічній тканині
до 45	Зміни у структурі тканин є зворотніми
45-90	Відбувається денатурація білків у тканині, коагуляція, гемостаз
90-200	Випаровування рідини у тканині. Дегідратація глюкози, що призводить до її клейкого стану
понад 200	Піроліз (обвуглення)

Нижче наведено рівняння (1), яке описує електромагнітні процеси у провідних середовищах (воно впливає із рівнянь Максвелла):

$$-\nabla\left(\frac{1}{\mu} \nabla E\right) + (j\omega\sigma - \omega^2\varepsilon)E = 0, \quad (1)$$

де E – напруженість електричного поля; μ – магнітна проникність провідного середовища; j – уявна одиниця; ω – кутова частота; σ – питома електропровідність; ε – діелектрична проникність провідного середовища.

Рівняння (1) дає змогу визначити напруженість електричного поля E та функцію розподілу джерел нагрівання при протіканні струму високої частоти у провідному середовищі.

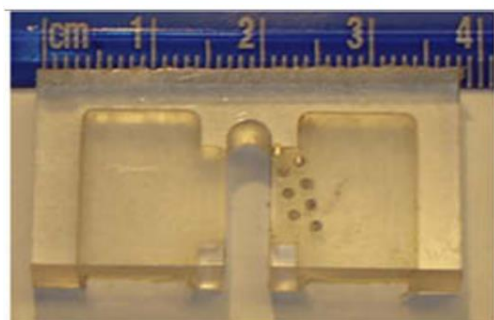
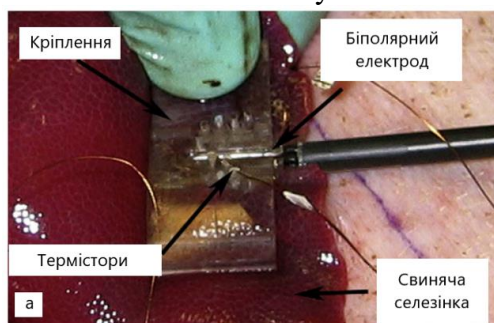
III. ТЕРМІСТОРИ ТА ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ В ЕЛЕКТРОХІРУРГІЇ

Термістори є напівпровідниковими резисторами, опір яких залежить від температури. Залежність між опором термістора і вимірюваною температурою є нелінійною і описується наступним рівнянням:

$$R_T = R_0 \exp \left[1 - B \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right) \right],$$

де R_T – електричний опір при температурі T , R_0 – електричний опір при початковій температурі T_0 , B – стала, яка залежить від матеріалу, з якого виготовлений термістор [10].

Більшість клінічних термометрів засновані на термісторах. У випадках вимірювання температури під час хірургічних втручань за допомогою електрохірургічних інструментів термістори також знайшли своє застосування.



6

Рисунок 1 – Кріплення для термісторів: а) вигляд під час проведення експерименту; б) вигляд зверху (адаптовано із роботи [11])

У роботі [11] вимірювалася температура поблизу ультразвукового лапароскопічного інструменту і біполярного електрохірургічного інструменту. Як стверджують автори, у роботі представлена перша успішна спроба вимірювання температури у реальному часі під час розтину біологічних тканин під напругою.

Показники температури вимірювалися за допомогою мікротермісторів, розташованих на спеціальному кріпленні, вигляд якого показаний на рисунку 1 (місця розташування термісторів мають вигляд круглих отворів на рис. 1-б). У даній роботі температура вимірювалася лише на відстані 1 мм від кожного інструменту, інші отвори для термісторів, за словами авторів, були створені для подальших досліджень. Температура була виміряна на глибині до 2 мм під поверхнею тканини.

У роботі [4] представлена система на основі монополярного електрохірургічного інструменту для проведення електрохірургічних операцій із одночасним вимірюванням температури тканини за допомогою мікротермісторів, розташованих на спеціальному кріпленні на визначених відстанях від електродів (1, 2, 3 мм). Така конструкція дозволяла вимірювати температурне поле на глибині до 2 мм під поверхнею тканини. Також у роботі досліджувалася конфігурація цієї системи, яка включала охолодження електрода за допомогою спеціального каналу охолодження (рисунок 2).

Результати роботи показали ефективність використання термісторів біля електрохірургічних інструментів через свою відносну нейтральність до впливу електромагнітних полів, а також через свою високу чутливість у потрібному діапазоні температур (30-100°C).

Робота [5] теж присвячена вимірюванню температури у зоні електрохірургічного втручання за допомогою систем на основі термісторів. У першому розділі цієї роботи порівнювалися різні способи охолодження для чотирьох біполярних електрохірургічних інструментів, а також вивчалася температурне поле у зоні операції.

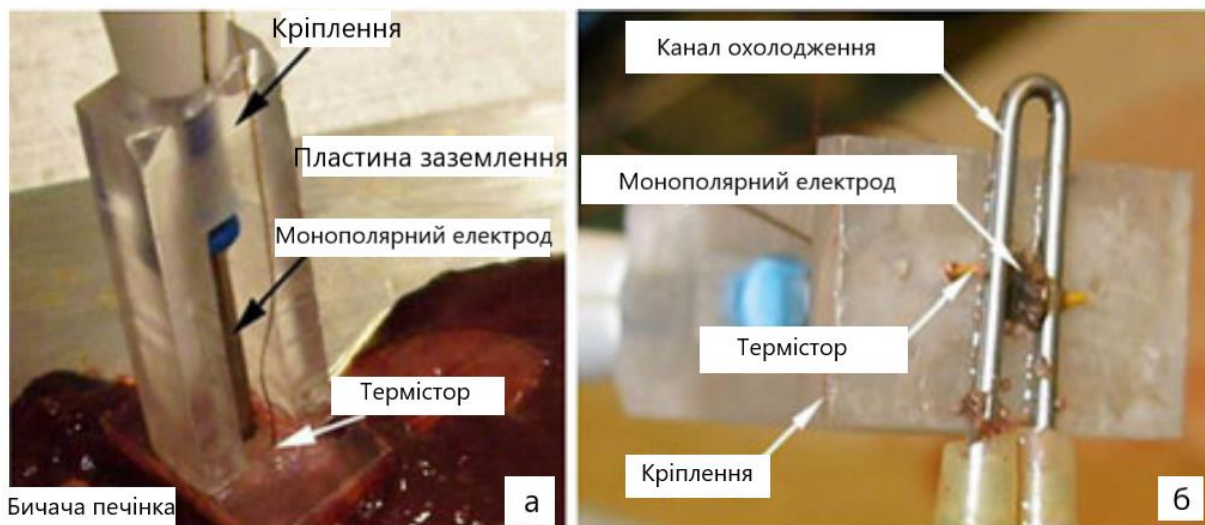


Рисунок 2 – Система для проведення електрохірургічних операцій із одночасним вимірюванням температури тканини і охолодженням електрода: а) вигляд під час проведення експериментів; б) вигляд знизу (адаптовано із роботи [4])

Вигляд біполярного електрохірургічного інструмента з кріпленням для термісторів показано на рисунку 3.

Такий інструмент використовувався для проведення електрокоагуляції судин спинного мозку (рис.4-6). Схема розташування термісторів показана на рис. 4-а.

Один з термісторів розташовувався безпосередньо між електродами біполярного інструменту, інші – на відстанях 1 мм та 2 мм від електродів. Так як ця система використовувалася для дослідження розподілу температури в зоні проходження струму, відстань між кінцями біполярного інструменту була фіксованою (2 мм).

Як зазначають автори, термістори були обрані для проведення досліджень через їх малий розмір (0,46 мм у діаметрі) і відносну стійкість до впливу електромагнітних полів. Термістори мали точність $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ і час відгуку 250 мс.

У наступних розділах роботи [5] схожа система використовувалася для реєстрації температурного поля при електрохірургічних операціях зі зварювання судин. Кріплення для термісторів у даній роботі мало дещо інший вигляд, а термістори розташовувалися на відстанях 1, 2, 3 мм від

біполярного інструменту. При вимірюванні температури у кожному випадку були присутні високочастотні завади від електрохірургічного генератора, що створювало необхідність використання фільтрів низьких частот.

Результати робіт, розглянутих у даному розділі, говорять про ефективність використання термісторів для вимірювання температури біля електрохірургічних інструментів.

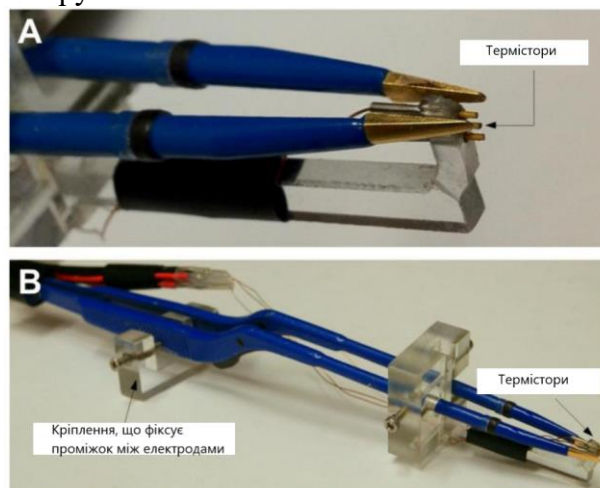


Рисунок 3 – Фотографії біполярних щипців, на яких показано кріплення для термісторів (а) та те, яким чином воно приєднане до інструменту (б) (адаптовано із роботи [5])

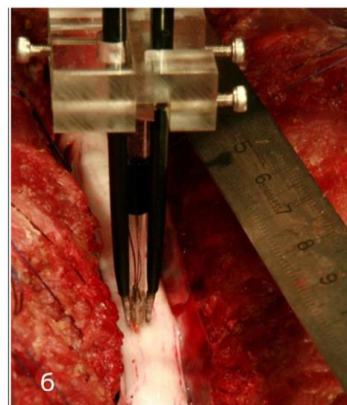
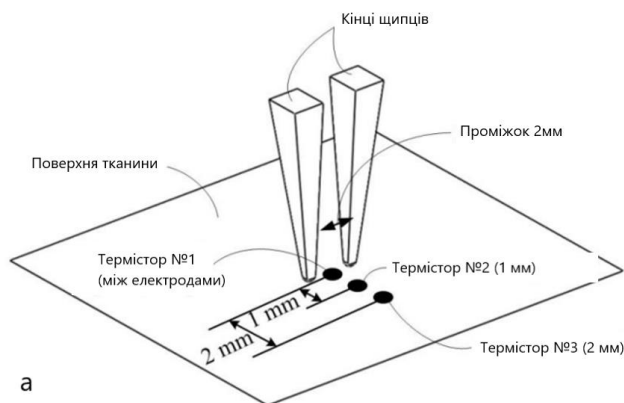


Рисунок 4 – Схема кріплення термісторів (а) та фото проведення електрохірургічної операції на спинному мозку (адаптовано із роботи [5])

IV. ТЕРМОПАРИ ТА ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ В ЕЛЕКТРОХІРУРГІЇ

Термопари засновані на термоелектричному ефекті, відкритому в 1831 році Томасом Зеєбеком. Термопари є біметалевими з'єднаннями, у яких за зміною температури генерується термоелектрична напруга. У залежності від видів металів, з яких створені термопари, вони можуть бути різних типів. Більшість медичних термопар є мідно-константовими (тип Т), які є недорогими та чутливими у відповідному діапазоні [10, 12]. Також для діапазону температур 40...200 °С, який має місце під час електрохірургічних операцій, підходять термопари типу J (залізо-константан) або типу К (хромель-алюмель).

У патенті [7] проаналізовано велику кількість наукових робіт, присвячених вирішенню проблеми перегрівання тканин при електрохірургічних втручаннях. У більшості з них контроль температури здійснювався шляхом розташування датчиків температури (термопар) безпосередньо на електродах електрохірургічного інструменту. При перевищенні температури наперед заданих її значень подається сигнал на припинення подачі електричного струму. Також у патенті визначені недоліки таких способів

вимірювання температури, які включають значне ускладнення конструкції електрохірургічного інструменту та неможливість отримання достеменних показників температури при великій площині робочих поверхонь зварювальних електродів. Кореляція температури контактної поверхні електрода з температурою зварного контакту є низькою.

У самому ж патенті представлений спосіб з'єднання зварюванням біологічних тканин людини і тварин височастотним струмом з використанням біполярного електрохірургічного інструменту, який працює таким чином, що тепла енергія, яка виділяється у процесі операції, рівномірно розподіляється по тканині, що запобігає як її перегріванню, так і недостатньому її нагріванню у процесі операції. Це досягається за рахунок додавання «підготовчої» фази до процесу електрозварювання.

Впливом відносно малої термопари на температуру в зоні операції можна знехтувати. На рис. 5 представлена принципова схема підсилювача термоЕРС, який може бути використаний для обробки сигналу, виміряного термопарою типу К (виконаний на спеціалізованій мікросхемі AD595 від Analog Devices).

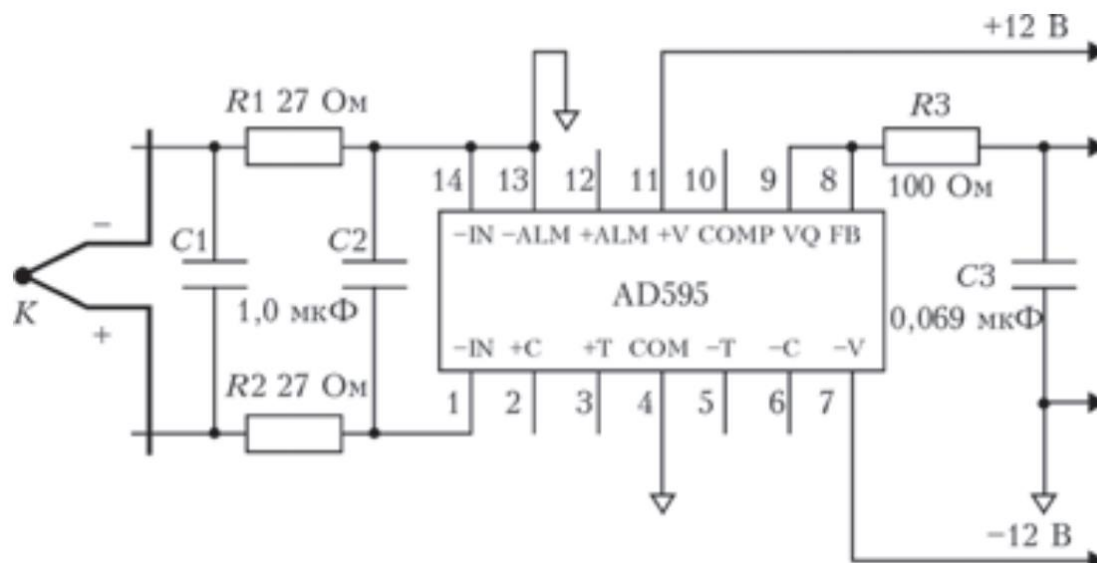


Рисунок 5 – Принципова схема підсилювача термоЕРС термопари типу К

Апаратна фільтрація завад від напруги мережі і джерела струму забезпечується вхідним (C1, R1, C2, R2) та вихідним (R3, C3) фільтрами низьких частот.

У роботі [13] була створена система контролю температури для уникнення перегрівання біологічної тканини у зоні електрохірургічного втручання. Температура у даній роботі вимірювалася за допомогою інфрачервоної камери і термопари. Обидва методи вимірювання температури показали однаково точні результати. Детального опису обробки сигналу термопари у роботі не представлено.

У роботі [14] було створено і порівняно між собою інвазивний та неінвазивний методи реєстрації температури при використанні біполярного електрохірургічного інструменту. Датчиком температури при інвазивному методі була термопара, а при неінвазивному – інфрачервона камера. Результати показали відсутність суттєвої різниці у вимірних показниках температури.

Недоліком термопар, порівняно із термісторами, є те, що вони більше піддаються впливу електричного струму. Також точність вимірювань за допомогою термопар поступається точності вимірювань за допомогою термісторів (приблизно 1°C у термопар і 0,1-0,3°C у термісторів [10]).

V. ІНФРАЧЕРВОНА (ІЧ) КАМЕРА ЯК ПРИБІД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТЕПЛОВОГО ПОЛЯ В ЕЛЕКТРОХІРУРГІЇ

Усі речовини з температурою вище 0°K випромінюють, як правило, в інфрачервоному діапазоні, частота цього випромінювання залежить від температури. Тому реєструючи інфрачервоне випромінювання, наприклад, із поверхні тіла людини, можна визначити її температуру.

Головною перевагою використання інфрачервоних камер в електрохірургії є можливість безконтактного вимірювання температури. Їх застосування зазвичай обмежується випадками, коли потрібно виміряти температуру на поверхні об'єкту дослідження. Це зумовлено тим, що більшість доступних систем ІЧ-камер є громіздкими і не можуть бути використаними всередині організму людини. Однак недавня поява мініатюрних інфрачервоних камер (таких, як FLIR Lepton) вказує на потенційну можливість інтегрувати їх у хірургічний пристрій (наприклад, в електрод електрохірургічного інструменту) [15].

У роботі [15] представлено спосіб контролю температури під час електрокоагуляції за допомогою 3-ох ІЧ-камер: дві з них є мініатюрними і утворюють стереокамеру для отримання зображення

температурного поля, третя є відкаліброваною тепловізійною камерою, що використовується для перевірки результатів досліджень. Експериментальна установка для перевірки термічної стереокамери із роботи [15] показана на рис. 6.

Одноразова електрокоагуляційна ручка (рис. 6-b) використовується для коагуляції на зразку м'язової тканини курки; процедура записується за допомогою іншої тепловізійної камери, щоб створити базову правду для перевірки.

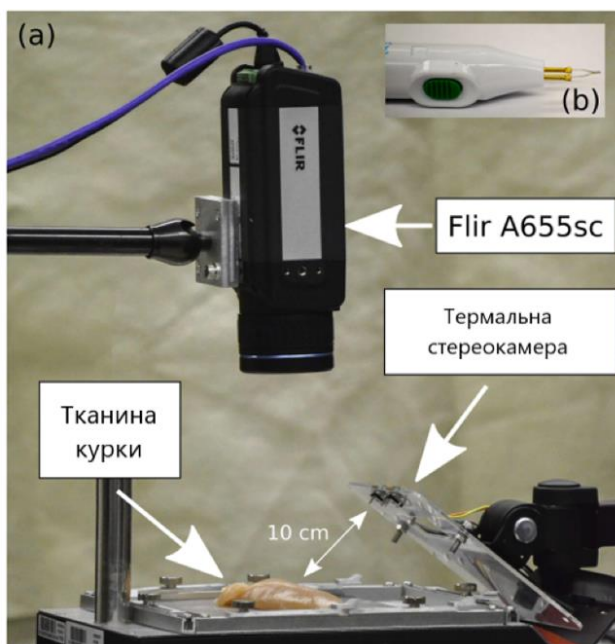


Рисунок 6 – Експериментальна установка та результати вимірювання температурного поля із роботи [2]: а) загальний вигляд; б) електрокоагуляційна ручка (адаптовано із роботи [15])

У роботі [6] за допомогою інфрачервоної камери досліджувалося температурне поле у зоні проведення операції з використанням інструменту з розщепленим електродом. Виміряні показники температури дозволяли побудувати комп'ютерні моделі процесу зварювання для визначення його оптимальних параметрів (температура зварювання, механічні навантаження на тканини, напруга та тривалість зварювання). Також у роботі [16] за допомогою інфрачервоної камери досліджувалося поширення тепла навколо біполярного інструменту під час електрохірургічної операції зі зварювання судин.

Результати робіт [6] та [16] показали, що тепловізійні камери дають велику кількість інформації про процеси, які відбуваються у тканині, що може бути дуже корисним для хірурга. Однак такі прилади є громіздкими, що унеможлиблює вимірювання температури у важкодоступних місцях, і дороговартісними, тому не підходять для щоденного використання хірургами під час електрохірургічних операцій.

VI. ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ ДАТЧИКІВ ТЕМПЕРАТУРИ В ЕЛЕКТРОХІРУРГІЇ

Волоконно-оптичний датчик температури – це датчик, який використовує оптичне волокно як чутливий елемент або як засіб передачі сигналу для вимірювання температури. Існують методи вимірювання температури із використанням волоконних світловодів на основі випромінювання чорного тіла, люмінесценції кристалів, волоконної брегівської решітки та інтерферометрів [17].

Завдяки своїм унікальним властивостям, таким як малі розміри, хімічна інертність і стійкість до електромагнітних полів, волоконно-оптичні датчики температури знайшли широке використання у медицині, проте можливості їх застосування у цій галузі досі розширюються.

Існує багато досліджень із використанням волоконно-оптичних датчиків (ВОД) температури в мінімально інвазивних термічних методах лікування (наприклад, радіочастотна абляція, лазерна абляція, мікрохвильова абляція, високоінтенсивна фокусована ультразвукова абляція та кріоабляція). Ці методи викликають локальне підвищення або зниження температури для видалення пухлини, в той час як навколишні здорові тканини залишаються недоторканими [18]. Також ВОД знайшли своє використання в електрохірургії, головним чином через свою стійкість до електромагнітних завад, які створюють електрохірургічні інструменти [2, 3]. ВОД мають також інші особливості, серед яких висока гнучкість і малі розміри датчика і кабелю, що дозволяє вимірювати

температуру у глибоко розташованих тканинах. Для ВОД також характерні висока точність вимірювань та чутливість, а вищезгадана стійкість до електромагнітних перешкод дозволяє використовувати ВОД під час термічних процедур під контролем магнітно-резонансної або комп'ютерної томографії [18]. Зокрема, датчики на основі волоконних брегівських решіток мають величезний потенціал застосування для моніторингу ефектів термічної обробки завдяки їхній здатності одночасно вимірювати температуру в кількох точках тканини шляхом введення лише одного оптоволокна, а також їх невеликий розмір і гнучкість, що дозволяє досягати глибоко розташованих тканин.

У роботі [2] досліджувалося температурне поле поблизу пасивного металевого імплантату у біологічній тканині під час проведення електрохірургічної операції. Як зазначається у роботі, існує ризик перегрівання тканини і опіку пацієнта під час проведення операцій з використанням електрохірургічних інструментів поблизу активних чи пасивних металевих імплантатів. У ході роботи монополярний інструмент був використаний для пропускання струму на трьох визначених дистанціях біля імплантату, а температура була виміряна на чотирьох визначених дистанціях (2,5, 7,5, 12,5 та 17,5 мм) перед імплантатом за допомогою непровідних волоконно-оптичних датчиків на основі кристалу GaAs. Ці датчики були ізольовані для уникнення так званого «ефекту антени». «Ефект антени» має місце, коли активний електрод (електрично активна передавальна антена) випромінює енергію, яка вловлюється електрично неактивним дротом (електрично неактивною приймальною антеною) у безпосередній близькості без прямого контакту [19]. У даному випадку волоконно-оптичні датчики і були приймальною антеною, і відсутність їх ізоляції могла призвести до опіку пацієнта. Датчики були під'єднані до чотирьохканального волоконно-оптичного вимірювального пристрою. Результати роботи показали ефективність використання

волоконно-оптичних датчиків для вимірювання температури біологічної тканини у зоні електрохірургічного втручання.

Метою роботи [3] було дослідити температурне поле у зоні електрохірургічних операцій, виконаних за допомогою звичайних та низькотемпературних електрохірургічних інструментів, і визначити, наскільки меншою є глибина термічного ураження при використанні других під час передньої шийної дискектомії та спондилодезу. Температурні вимірювання проводилися за допомогою волоконно-оптичних датчиків температури на основі кристалів GaAs, які під'єднувалися до вимірювального пристрою (рис. 6). Як зазначено у роботі, ці датчики є стандартом для проведення температурних вимірювань у середовищі, де присутні електричні завади, адже вони забезпечують безперервне вимірювання температури та не піддаються впливу радіочастотних завад.

Незважаючи на те, що ВОД мають беззаперечні переваги порівняно з іншими датчиками температури, розглянутими у даній роботі, їх недоліком залишається висока вартість усієї системи вимірювання, що обмежує її застосування у щоденній хірургічній практиці.



Рисунок 6 – Система вимірювання температури на основі волоконно-оптичних датчиків: а) вимірювальний пристрій; б) волоконно-оптичний датчик температури (300 мкм у діаметрі) (адаптовано із роботи [3])

VII. ВИСНОВКИ

Проблемі перегрівання біологічної тканини під час проведення над нею електрохірургічної операції має бути приділена особлива увага. Запропоновано різні способи її вирішення, проте більшість із них або не забезпечують належного контролю поширення тепла, або ускладнюють конструкцію

електрохірургічного інструмента, погіршуючи цим доступність методу. Якісне вимірювання температури біологічної тканини у зоні електрохірургічного втручання забезпечує краще розуміння закономірностей поширення тепла у тканині і дозволяє хірургу приймати рішення про припинення або відновлення подачі струму безпосередньо у ході операції, що збільшує її ефективність. Також дані про температуру дають змоги перевірити математичні моделі поширення тепла, які можна використовувати для визначення оптимальних параметрів операції.

У даній роботі було представлено огляд методів вимірювання температури біологічної тканини у ході електрохірургічної операції на основі різних видів датчиків температури, а саме термісторів, термопар, інфрачервоних камер та волоконно-оптичних датчиків температури.

Термістори та термопари представляють інтерес для потреб електрохірургії через свою дешевизну, малі розміри та точність у потрібному діапазоні температур. Їх основними недоліками є необхідність фізичного контакту із об'єктом, температура якого має бути виміряна, і те, що за допомогою цих датчиків можна отримати лише точкові значення температури. Похибки вимірювання температури термісторами та термопарами при їх використанні біля електрохірургічних інструментів є доволі малими, проте термістори показують дещо вищу точність вимірювань. В обох випадках залишається необхідність використання фільтрів низьких частот при обробці сигналу із даних видів датчиків.

Інфрачервоні камери дають можливість отримувати динамічне зображення температурного поля у зоні операції, також їх основною перевагою є безконтактність вимірювання температури. Інфрачервоні камери є надзвичайно корисним інструментом у випадках, коли потрібно дослідити процес поширення тепла, однак більшість інфрачервоних камер є громіздкими та/або дорогавартісними, що

обмежує можливості їх використання у щоденній медичній практиці.

Характеристики волоконно-оптичних датчиків, такі як малі розміри та гнучкість, дають змогу вимірювати температури у важкодоступних місцях, зокрема, у глибоко розташованих тканинах під час проведення електрохірургічної операції. Волоконно-оптичні датчики температури є стійкими до електромагнітних завад, які створює інструмент, і забезпечують точне та безперервне вимірювання температури, однак висока вартість та громіздкість усієї системи вимірювання може стати на заваді широкому використанню волоконно-оптичних датчиків для потреб електрохірургії.

Недоліки кожного із методів вимірювання температури не дають із упевненістю сказати, який із них є найефективнішим при його використанні для потреб електрохірургії. Для кожного конкретного випадку залишається необхідність вибору методу, що найбільше відповідає вимогам цього випадку.

Інфрачервоні камери та системи на основі волоконно-оптичних датчиків температури, незважаючи на свої можливості, на жаль, не завжди можуть бути впроваджені у практику, у більшості випадків це зумовлено їх ціною. Тому вони здебільшого використовуються в експериментальних дослідженнях.

Виходячи із вищесказаного, можна зробити висновок, що найбільш оптимальним рішенням є використання термісторів або термопар. Оскільки термістори, як було вже згадано вище, мають кращу завадостійкість та вищу точність, ніж термопари, саме їх, на наш погляд, доцільно використовувати у хірургічній практиці.

Напрямом наших подальших досліджень є оптимізація методу вимірювання температури біологічної тканини у процесі електрохірургічної операції для його щоденного використання хірургами у клінічній практиці та зниження ризику перегрівання робочої зони.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів.

0009-0009-3014-9504 (A, B, C) Andrii Zhytkovskyi

0000-0001-6070-3945 (D, E) Andrii Dubko

A – концепція роботи та дизайн; B – аналіз інформації; C – написання статті; D – критичний огляд; E – остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Дубко А. Г. Електрохірургічний інструмент для малоінвазивних втручань в абдомінальній хірургії / А. Г. Дубко, О. В. Лебедєв, Н. А. Чвертко // Біомедична інженерія і технологія. – 2021. – №6. – С. 11-18.
2. Martinsen T. Electrosurgery and Temperature Increase in Tissue With a Passive Metal Implant. / T. Martinsen, F. J. Pettersen, H. Kalvøy, C. Tronstad, G. Kvarstein, A. Bakken, L. Frich // *Frontiers in Surgery*. – 2019. – Vol. 6. doi:10.3389/fsurg.2019.00008.
3. Radcliff K. Preclinical comparison of thermal tissue effects from traditional electrosurgery and a low-temperature electrosurgical device during anterior cervical discectomy and fusion. / K. Radcliff, P. Vijay, R. F. Sarris, M. Speltz, J. G. Vose // *International Journal of Spine Surgery*. – 2018. – Vol. 12, Issue 4. – P. 483-489. doi:10.14444/5059.
4. Dodde R. E. Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage / R. E. Dodde, J. S. Gee, J. D. Geiger, A. J. Shih // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2012. – Vol. 59, Issue 1. – P. 167– 173. doi:10.1109/tbme.2011.2168956.
5. Chen Kuen-Ren. Investigation of Thermal Spread during Electrosurgical Coagulation in Neurosurgery. – 2013. – PhD Thesis.
6. Danilova V. A. Determination of Influence Parameters of High Frequency Current on Living Tissues / V. A. Danilova, V. V. Shlykov, A. G. Dubko // *Cybernetics and Computerized Engineering*. – 2021. – Vol. 3, Issue 205. – P. 70-83. doi: 10.15407/kvt205.03.070.
7. Пат. №106513 UA. Патон Б. С. та ін. Спосіб з'єднання зварюванням біологічних тканин людей і тварин з використанням високочастотного струму. – Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України. – Опубл. 09.2014.
8. Taheri A. Electrosurgery: part I. Basics and principles / Taheri A. Mansoori P., Sandoval L. F., Feldman S. R., Pearce D., Williford P. M. // *Journal of the American Academy of Dermatology*. – 2014. – Vol. 70, Issue 4:591.
9. Dubko A. Simulation of the Temperature Distribution with High-Frequency Electrosurgical Heating. / A. Dubko, V. Sydorets, O. Bondarenko // 2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO). – 2018. – P. 394-397. doi:10.1109/elnano.2018.8477555.
10. Zaltieri M. Techniques for Temperature Monitoring of Myocardial Tissue Undergoing Radiofrequency Ablation Treatments: An Overview. / M. Zaltieri, C. Massaroni, F. M. Cauti, E. Schena. // *Sensors*. – 2021. – Vol. 21, Issue 4, 1453. doi:10.3390/s21041453.
11. Dodde R. A novel technique for demonstrating the real-time subsurface tissue thermal profile of two energized surgical instruments / R. Dodde, A. Shih, A. P. Advincula // *Journal of*

12. Daniel I. Sessler. Perioperative Temperature Monitoring // *Anesthesiology*. – 2021. – Vol. 134, Issue 1. – P. 111–118. doi:10.1097/ALN.0000000000003481.
13. Abdullah Ali Idham. Design and Developments of Thermal Control System of Electrosurgical Unit via Sensor Based on Thermometric Techniques / A. I. Abdullah, A. I., M. Rava, T. T. Swee, N. Idris // *Journal of Physics: Conference Series*. – 2020. – Vol. 1529, Issue 4. doi:10.1088/1742-6596/1529/4/042081.
14. Alzaidi A. I. Invasive and Non Invasive Sensor for Thermal Control of Bipolar Electrosurgical Device / A. I. Alzaidi, A. Yahya, T. T. Swee, N. Idris // *International Journal of Recent Technology and Engineering*. – 2019. – Vol. 8, Issue 2. – P. 13– 17.
15. Lin S. Don't get burned: thermal monitoring of vessel sealing using a miniature infrared camera / S. Lin, L. Fichera, M. J. Fulton, R. J. Webster III // *Medical Imaging 2017: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*. – 2017. – Vol. 10135. – P. 263–269. doi:10.1117/12.2256031.
16. Kirschbaum A. Detection of the Lateral Thermal Spread during Bipolar Vessel Sealing in an Ex Vivo Model – Preliminary Results / Kirschbaum A., Jonas, J., Surowiec T. M., Pehl A., Mirow N. // *Diagnostics*. – 2022. – Vol. 12, Issue 5: 1217. doi:10.3390/diagnostics12051217.
17. Mikolajek M. Temperature measurement using optical fiber methods: overview and evaluation. / M. Mikolajek, R. Martinek, J. Koziorek, S. Hejduk, J. Vitasek, A. Vanderka, R. Hercik // *Journal of Sensors*. – 2020. – Vol. 2020. – P. 1-25. doi:10.1155/2020/8831332.
18. Schena E. Fiber optic sensors for temperature monitoring during thermal treatments: an overview / E. Schena, D. Tosi, P. Saccomandi, E. Lewis, T. Kim // *Sensors*. – 2016. – Vol. 16, Issue 7, 1144. doi:10.3390/s16071144.
19. Robinson T. N. Antenna Coupling – A Novel Mechanism of Radiofrequency Electrosurgery Complication. / T. N. Robinson, K. S. Barnes, H. R. Govekar, G. V. Stiegmann, C. L. Dunn, F. T. McGreevy // *Annals of Surgery*. – 2012. – Vol. 256, Issue 2. – P. 213–218. doi:10.1097/sla.0b013e3182602.

REFERENCES

1. A. G. Dubko, O. V. Lebedev, N. A. Chvertko. "Electrosurgical instrument for minimally invasive interventions in abdominal surgery," *Biomedical engineering and technology*, vol. 6, pp. 11-18, 2021.
2. Martinsen, Tormod, et al. "Electrosurgery and temperature increase in tissue with a passive metal implant." *Frontiers in surgery*, vol. 6, no. 8 (2019). doi:10.3389/fsurg.2019.00008.
3. Radcliff, Kris, et al. "Preclinical comparison of thermal tissue effects from traditional electrosurgery and a low-temperature electrosurgical device during anterior cervical discectomy and fusion." *International Journal of Spine Surgery* 12.4 (2018): 483-489. doi:10.14444/5059.
4. Dodde, Robert E., et al. "Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage." *IEEE Transactions on biomedical engineering* 59.1 (2011): 167-173. doi:10.1109/tbme.2011.2168956.
5. Chen Kuen-Ren. Investigation of Thermal Spread during Electrosurgical Coagulation in Neurosurgery. – 2013. – PhD Thesis.
6. Danilova, V. A., Shlykov V. V., Dubko A. G. "Determination of Influence Parameters of High Frequency Current on Living Tissues," *Kybernetika i vychislitel'naâ tehnika*, vol. 3, issue 205 (2021): pp. 70-83. doi: 10.15407/kvt205.03.070.

7. Patent 106513 UA. Paton B. E. et al. The method of welding biological tissues of humans and animals using high-frequency current. E.O.Paton Electric Welding Institute. Publ. 09.2014.
8. Taheri, Arash, et al. "Electrosurgery: part I. Basics and principles." *Journal of the American Academy of Dermatology*, 70.4 (2014): 591. doi: 10.1016/j.jaad.2013.09.056.
9. Dubko, Andrii, Volodymyr Sydorets, and Oleksandr Bondarenko. "Simulation of the temperature distribution with high-frequency electrosurgical heating." *2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO). IEEE*, 2018. doi:10.1109/elnano.2018.8477555.
10. Zaltieri, Martina, et al. "Techniques for temperature monitoring of myocardial tissue undergoing radiofrequency ablation treatments: an overview." *Sensors* 21.4 (2021): 1453. doi:10.3390/s21041453.
11. Dodde, Robert, Albert Shih, and Arnold P. Advincula. "A novel technique for demonstrating the real-time subsurface tissue thermal profile of two energized surgical instruments." *Journal of Minimally Invasive Gynecology* 16.5 (2009): 599-603. doi: 10.1016/j.jmig.2009.05.018.
12. Sessler, Daniel I. "Perioperative temperature monitoring." *Anesthesiology* 134.1 (2021): 111-118. doi:10.1097/ALN.0000000000003481.
13. Abdullah, Ali Idham, et al. "Design and Developments of Thermal Control System of Electrosurgical Unit via Sensor Based on Thermometric Techniques." *Journal of Physics: Conference Series*. Vol. 1529. No. 4. IOP Publishing, 2020. doi:10.1088/1742-6596/1529/4/042081.
14. Alzaidi, A. I. and Yahya, A. and Tan, T. S. and Idris, N. (2019) "Invasive and non invasive sensor for thermal control of bipolar electrosurgical device." *International Journal of Recent Technology and Engineering*, 8 (2). pp. 13-17.
15. Lin, Shan, et al. "Don't get burned: thermal monitoring of vessel sealing using a miniature infrared camera." *Medical Imaging 2017: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling*. Vol. 10135. SPIE, 2017. doi:10.1117/12.2256031.
16. Kirschbaum, A., Jonas, J., Surowiec, T. M., Pehl, A., & Mirow, N. (2022). Detection of the Lateral Thermal Spread during Bipolar Vessel Sealing in an Ex Vivo Model—Preliminary Results. *Diagnostics*, 12(5), 1217. doi:10.3390/diagnostics12051217.
17. Mikolajek, Martin, et al. "Temperature measurement using optical fiber methods: overview and evaluation." *Journal of Sensors* 2020 (2020): 1-25. doi:10.1155/2020/8831332.
18. Schena, Emiliano, et al. "Fiber optic sensors for temperature monitoring during thermal treatments: An overview." *Sensors* 16.7 (2016): 1144. doi:10.3390/s16071144.
19. Robinson, Thomas N., et al. "Antenna coupling—a novel mechanism of radiofrequency electrosurgery complication: practical implications." *Annals of surgery* 256.2 (2012): 213-218. doi:10.1097/sla.0b013e3182602.

UDC 617-7:616-72

METHODS OF MEASURING THE TEMPERATURE OF BIOLOGICAL TISSUE DURING ELECTROSURGICAL OPERATIONS (AN OVERVIEW)

*Andrii Zhytkovskyi*¹
zhytkovskyi.andrii@lil.kpi.ua
Andrii Dubko^{2,1}
andreyies17@gmail.com

¹Department of Biomedical Engineering
National Technical University of Ukraine
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

²Department of Welding and Related Technologies in Medicine and Ecology
E.O. Paton Electric Welding Institute,
Kyiv, Ukraine

Abstract – Electrosurgery methods are widely used in medical practice, for example, during surgical operations to incise, ablate, dissect and weld biological tissue with the promotion of the hemostasis or to stop bleeding. The effect of each of the operations is achieved due to the resistive heating of biological tissue when a high-frequency current is passed through it, which is supplied with the help of electrosurgical instruments. Current supply must be strictly controlled to avoid biological tissue damage. A significant amount of heat generated in the tissue through which the electric current is passed, spreading, can also lead to unwanted overheating and destruction of the surrounding tissues. Data on the temperature of the tissue in the operation area make it possible to better understand the patterns of temperature distribution and prevent tissue damage. Accurate measurement of the temperature of biological tissue makes it possible to check mathematical models of heat propagation for a specific type of electrosurgical intervention or to create a feedback system that will make a decision to restore or stop the current supply. Also, knowledge of tissue temperature indicators increases the surgeon's awareness of the tissue condition and makes it possible to make a decision about the feasibility of restoring or stopping the current supply directly during the operation. Currently, many methods are available for monitoring the temperature of biological tissue during electrosurgery. This work covers methods based on thermistors, thermocouples, infrared cameras and fiber-optic temperature sensors. Each of these methods has both advantages and disadvantages when used during a specific type of operation. In this paper, an overview of various methods of measuring the temperature of biological tissue at the site of electrosurgical intervention was performed, the features of each of them were analyzed and compared with each other, which in the future will allow to choose the method of measuring the temperature of the tissue that best meets the requirements of a specific situation.

Key words: electrosurgery, electric welding of biological tissue, temperature measurement, thermocouples, thermistors, infrared camera, fiber-optic temperature sensors.