

УДК 616.155.001.8

DOI: <https://doi.org/10.11603/mie.1996-1960.2023.1,2.14007>

РОЗРОБКА МОДЕЛЕЙ БІПОЛЯРНИХ ЕЛЕКТРОДІВ ДЛЯ ЕФЕКТИВНОГО РОЗПОДІЛУ ТЕПЛА ПРИ РАДІОЧАСТОТНІЙ АБЛЯЦІЇ ВАРИКОЗНОГО РОЗШИРЕННЯ ВЕН

В. Г. Соловйов, Ю. М. Ланкін, І. Ю. Романова

Інститут електрозварювання імені Є. О. Патона НАН України

Робота присвячена моделюванню конструкції біполярних електродів для ефективного розподілу тепла при радіочастотній абляції варикозного розширення вен. Радіочастотна абляція вен – це малоінвазивний метод лікування варикозу, заснований на закритті основних поверхневих вен під впливом теплової енергії, створюваної струмом високої частоти. В даній роботі розглянуто процедуру радіочастотної абляції вен, а також розробку та порівняння трьох моделей біполярних електродів, що дозволяють ефективно розподіляти нагрів в області вен, який підвищує ефективність методу та знижує ризик ускладнень. Показано, що аблятор із електродом у вигляді біполярної дротяної обмотки з прямокутним перерізом навколо ізолятора є кращим із точки зору рівномірності розподілу теплового поля в електроді. Результати моделювання можуть бути використані для подальшої оптимізації процедури радіочастотної абляції вен.

Ключові слова: радіочастотна абляція, варикозне розширення вен, біполярний електрод, питома провідність.

DEVELOPMENT OF BIPOLAR ELECTRODE MODELS FOR EFFECTIVE HEAT DISTRIBUTION DURING RADIOFREQUENCY ABLATION OF VARICOSE VEINS

V. G. Solovyov, Yu. M. Lankin, I. Yu. Romanova

E. O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine

Background. The research is devoted to modeling the design of bipolar electrodes for effective heat distribution during radiofrequency ablation of varicose veins.

Materials and methods. Mathematical modeling of the distribution of heat fields during vein ablation was carried out for three designs of ablaters and the best in terms of the uniformity of the distribution of the heat field along the electrode was found.

Results. Three variants of designs of bipolar electrodes for RFA are considered. The variant of the ablator with an electrode in the form of a bipolar wire winding with a rectangular section around the insulator is more acceptable from the point of view of the uniformity of the distribution of the thermal field along the electrode.

Temperature control of biological tissue using data on the functional dependence of the specific conductivity of biological tissue on temperature can be applied only until structural changes in the tissue are achieved, after which the process of temperature control is complicated.

If it is impossible to maintain the set temperature for the required time, the thermal capacity of the insulator can be used as an additional source of heat. To do this, after reaching the set temperature of the inner surface of the vein, the voltage is turned off, but the heat from the insulator and electrodes is transferred to the wall of the vein, which leads to heating of the inner surface of the vein and partial cooling of its outer surface.

Conclusions. The maintenance of the given temperature distribution is decided by the selection of appropriate materials with the given coefficient of thermal conductivity and heat capacity, the choice of the value of the supply voltage and the geometrical parameters of the electrode.

In the case of uneven distribution of the thermal field in the control zone and the appearance of areas with structural changes in the tissue, such areas can acquire unpredictable properties of the functional dependence

of the specific conductivity of biological tissue on temperature. In such cases, the use of a stabilized voltage source can help, as the voltage will be redistributed between the areas, equalizing the heating and allowing to achieve positive results when heating the biological tissue.

Keywords: radiofrequency ablation, varicose veins, bipolar electrode, conductivity.

Вступ. Варикозне розширення вен є одним із поширених судинних захворювань, що може призвести до серйозних ускладнень, таким як тромбофлебіт і виразки нижніх кінцівок. Радіочастотна абляція (РЧА) вен – один із сучасних та ефективних методів лікування варикозного розширення вен, що заснований на закритті основних поверхневих вен під впливом теплової енергії, створюваної струмом високої частоти. Він являється ефективнішим і менш болісним, ніж хірургія та лазерна абляція [1]. Незважаючи на безліч досягнень у лікуванні варикозного розширення вен, у даний час не існує єдиного стандарту лікування цього захворювання. РЧА вен – один із нових методів лікування варикозного розширення вен, що порівняно мало вивчений.

У даний час математичне моделювання процесу РЧА є невід’ємною частиною робіт із удосконалення одного з найпоширеніших методів абляції з використанням біполярних електродів [2–9]. Роботи [2–5] описують оптимізовані біполярні системи РЧА і нові біполярні радіочастотні абляційні пристрої для лікування варикозного розширення вен із оптимізованою конструкцією електродів. Автори провели чисельне моделювання й експерименти *in vitro* для оцінювання ефективності та безпеки системи. Результати показали, що нові пристрої можуть забезпечити ефективніше та безпечніше лікування варикозного розширення вен, ніж стандартні системи з використанням лазера. Зокрема, в [2] представлено тривимірну математичну модель для дослідження радіочастотної абляції із кровотоком у варикозному розширенні вен. Модель призначена для аналізу розподілу температури, нагрітої радіочастотною енергією й охолодженої потоком крові, включає циліндрично симетричну кровоносну судину з однорідною венозною стінкою. Результат дослідження показав, що вища швидкість кровотоку призводить до меншої теплової площі та меншої ефективності абляції. У [3] автори про-

аналізували вплив геометрії електродів, кут між електродом і тканиною та кровотік на щільність струму і розподіл температури, розмір ураження та вимоги до потужності при радіочастотній абляції. Встановлено, що використання електроізоляційного шару в місці з’єднання електрода та корпусу катетера знижує ймовірність обуглювання й коагуляції. Значні зміни потужності в залежності від кута нахилу електрода до тканини говорять про те, що абляція безпечніша та ефективніша при використанні радіочастотних генераторів із регульованою температурою. Максимальна температура досягалася в місцях всередині тканини, на відстані часток міліметра від поверхні електрода. Ці позиції не завжди збігалися з локальними максимумами щільності струму. Розташування цих гарячих точок і різниця між їх температурою та температурою, що зчитується датчиком, розташованим на кінчику електрода, змінювалися в залежності від швидкості кровотоку і кута нахилу тканини до електрода. Результат дослідження показав, що вища швидкість кровотоку призводить до меншої теплової площі й меншої ефективності абляції. Оскільки пік температури уздовж венозної стінки залежить від швидкості кровотоку та зворотній швидкості електрода, розподіл температури в моделі впливає на ефективність абляції. Стінка вени поглинає більше енергії при низькій зворотній швидкості, ніж при високій. У [4] автори побудували чисельну модель, що містить біполярний катетер, який можна розміщувати всередині проток і судин та одночасно подавати радіочастотну потужність між парою електродів. Метою було охарактеризувати взаємозв’язок між зворотною швидкістю, зміною імпедансу та розподілом температури. Модель вирішила три комбіновані завдання – електричне, теплове та механічне. В результаті катетер спочатку залишався нерухомим, а імпеданс падав під час подачі живлення. Коли швидкість втягування була занадто низькою (<0,4 мм/с), імпеданс продовжував падати.

Коли катетер почав рухатися, створюючи глибокі пошкодження, відбувався перегрів та імпедансний розпад. А при більшій швидкості (0,4...1,0 мм/с) імпеданс спочатку трохи збільшувався, а потім досягав «плато». Існував сильний зворотний зв'язок між швидкістю переміщення катетера та глибиною пошкодження. Найгарячіша точка завжди була навколо другого електрода, створюючи свого роду гарячий слід. Ці результати підтверджують тісний зв'язок між швидкістю витягування та зростанням імпедансу. Можна припустити, що останній фактор можна використовувати для управління процедурою та проведення ефективної і безпечної абляції внутрішніх стінок протоки або судини. У [5] автори, ґрунтуючись на дослідженні нелінійної моделі багат шарової шкіри, докладно описали вплив коефіцієнта швидкості перфузії крові, коефіцієнта метаболічного тепловиділення, процедур нагрівання й охолодження, а також закону охолодження Ньютона. Їх ефект показано графічно для вивчення поведінки розподілу температури в багат шаровій шкірі. В [6–9] представлено результати досліджень з удосконалення біполярних електродів для радіочастотної абляції судин печінки, нирок, серця та інших органів. Важливо відзначити, що дослідження в цій області ведуться постійно, що призводить до вдосконалення технології абляції та ефективності лікування.

Мета дослідження: розробити та оптимізувати моделі біполярних електродів для контролю ступе-

ня нагріву тканини не за температурою поверхні електродів, а за станом самої тканини, зокрема її питомою провідністю.

Матеріал і методи дослідження. Проведено математичне моделювання розподілу теплових полів при абляції вен для трьох конструкцій абляторів і виявлено найкращий із точки зору рівномірності розподілу теплового поля уздовж електроду.

Результати та їх обговорення. Математична модель описується рядом рівнянь.

$$\rho(T)C_p(\partial T/\partial t) + \nabla q = Q \quad (1)$$

дане рівняння описує поширення тепла в середовищі з температурою, що змінюється, T , °К і щільністю ρ , кг/м³. Тут $\partial T/\partial t$ – швидкість зміни температури в часі, C_p , Дж/(кг·К) – питома теплоємність середовища, ∇q – тепловий потік через одиницю площі, Вт/м², а Q – щільність додаткового джерела тепла в середовищі, Вт/м², $q = -k(T) \cdot \nabla T$, $k(T)$ – теплопровідність, Вт/(м·К). В якості додаткового джерела тепла може використовуватися нагрітий ізолятор біполярного електроду.

Ліворуч від знаку рівності (1) знаходиться сума двох доданків: перший описує зміну температури в часі, а другий – передавання тепла через поверхню середовища. Праворуч – щільність джерел тепла в середовищі, що може бути як зовнішнім (наприклад, температура тіла людини), так і внутрішнім (наприклад, протікання електричного струму в середовищі).

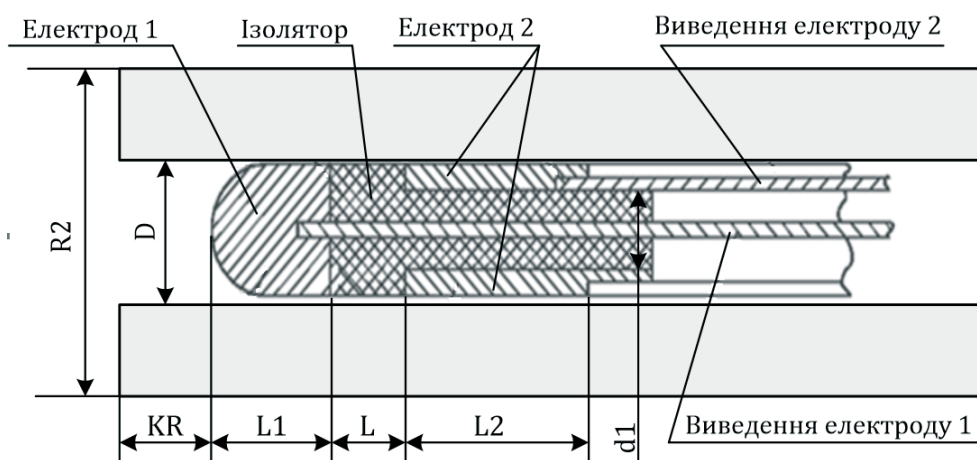


Рис. 1. Геометричне зображення моделі № 1

При роботі зі стаціонарними електричними струмами в середовищі, що є провідником, ураховується стаціонарне рівняння неперервності. У стаціонарній системі координат точкова форма закону Ома говорить, що:

$$J = \sigma(T)E,$$

де J – щільність струму, А/м²; E – напруженість електричного поля, В/м; $\sigma(T)$, См/м – питома провідність середовища в залежності від температури.

Статична форма рівняння неперервності вимагає:

$$\nabla J = -\nabla\sigma(T)\nabla U = 0,$$

де U – напруга, В.

Модель стінки вени складається з трьох шарів – адвентиція $\sigma = 0,2$ См/м, м'язовий шар $\sigma = 0,3$ См/м і ендотелій $\sigma = 0,4$ См/м. Центральна частина (основа) наконечника катетера визначається як ідеальний ізолятор. Матеріал електродів – мідь $\sigma = 5,998e7$ См/м. Значення σ відповідають температурі 20 °С. Розрахунки проводилися методом кінцевих різниць. Параметри $Cp[T]$, $\rho[T]$, $k[T]$, $\sigma[T]$

задані відповідними апроксимуючими залежностями від температури $T, ^\circ\text{K}$ (у статті не наведено).

Модель № 1. Аблятор із біполярним циліндричним електродом. Розглянуто геометричну модель (рис. 1), де D – внутрішній діаметр вени, мм, KR – товщина модельованого простору у вені перед катетером, мм, $L1$ – довжина першого електрода, мм, $L2$ – довжина другого електрода, мм, L – довжина зазору між електродами, мм, $d1$ – діаметр ізолюючої гільзи всередині другого електрода, мм.

Модель № 1 являє собою посудину у вигляді трубки з біологічної тканини, що щільно прилягає до електрода. Кровоносні судини є м'якими та досить пухкими всередині. При оклюзії вони відключаються від кровоносної системи, тому артеріального тиску в них немає. Однак при зовнішньому натисканні вони можуть деформуватися, щоб відповідати розміру біполярного електрода. Крім того, вони наповнені кров'ю. Незважаючи на це, досвід показує, що нагрів завжди є надійним, а проблем із електричним контактом немає.

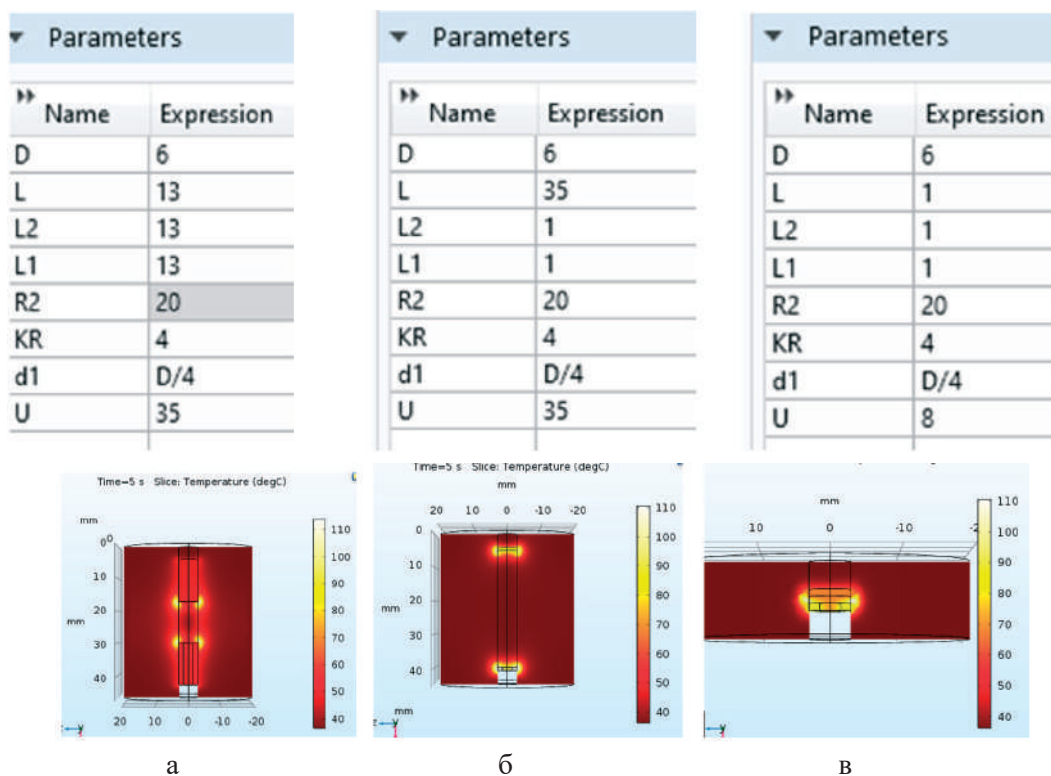


Рис. 2. Значення параметрів і розподіл теплових полів при абляції вен для трьох варіантів моделі

Електрофізичні параметри тканин визначаються електролітами (розчинами NaCl та CaCl_2) і структурою тканинного каркаса, тобто структурою простору, заповненого електролітом між непровідними білками.

Запропонований варіант абляції ґрунтується на таких висновках. При височастотному зварюванні біологічної тканини біполярним інструментом нагрівання тканини призводить до збільшення її питомого опору за рахунок зневоднення. Зазвичай нагрів виконується за допомогою джерела постійної стабілізованої напруги. При цьому опір тканини зростає відносно плавно та одноманітно. Дослідження [12] показали, що при зварюванні, тобто при обов'язковому досить значному тиску та постійній напрузі, опір тканини спочатку різко знижується через збільшення провідності електролітів із підвищенням температури. Потім відбувається зневоднення тканини за рахунок витискання води під дією градієнта тиску та випаровування. При цьому опір знаходиться на постійно низькому рівні. Через деякий час після повного зневоднення резистентність різко зростає. Вимірювання показують, що біологічна тканина між електродами нагрівається до $95\text{ }^\circ\text{C}$ і подальше нагрівання припиняється. Мета полягає в досягненні радіочастотної абляції без необхідності значного тиску.

У відомих методах радіочастотної абляції або вимірюють температуру нагрівача, або покривають електроди спеціальною речовиною, провідність якої різко знижується при певній температурі для контролю температури. У даному випадку пропонується використовувати метод контролю ступеня нагріву тканини, що не враховує температуру поверхні електродів, а заснований на контролі за станом самої тканини.

На рис. 2 показано розподіл теплових полів при абляції вен для трьох варіантів моделі, де R_2 – умовний діаметр розглянутого простору біологічної тканини, мм, за межею якого підтримується граничний стан температури $T = 36\text{ }^\circ\text{C}$; U – напруга між електродами, В.

Напруга між електродами підбиралася таким чином, щоб максимальне значення температури вени при нагріванні протягом 5 с не перевищувало $110\text{ }^\circ\text{C}$.

Дане дослідження демонструє сильний вплив геометричних параметрів взаємного розташування електродів на рівномірність розподілу тепла в вені при абляції. Найрівномірніший розподіл тепла спостерігається у варіанті (в). Проте в цьому випадку довжина робочої частини біполярного електрода стає неприпустимо короткою (1 мм), оскільки ускладнюється механізм руху катетера всередині вени при абляції.

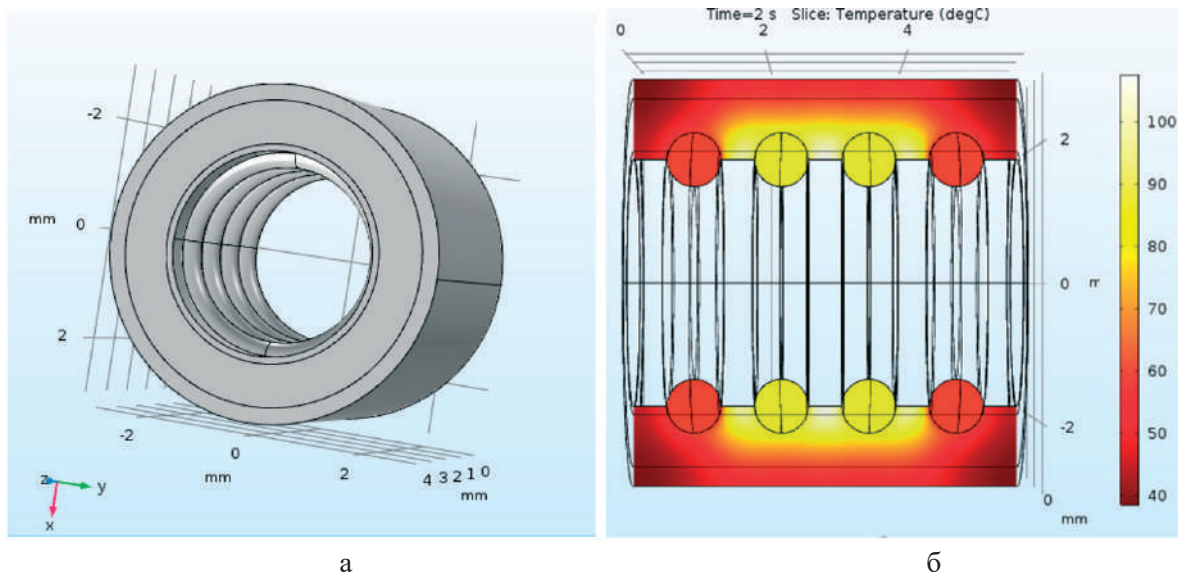


Рис. 3. Графічна модель вени з електродом у вигляді біполярної тороїдальної обмотки з круглим перерізом дроту навколо ізолятора (а) та розподіл температурного поля у вені при абляції (б)

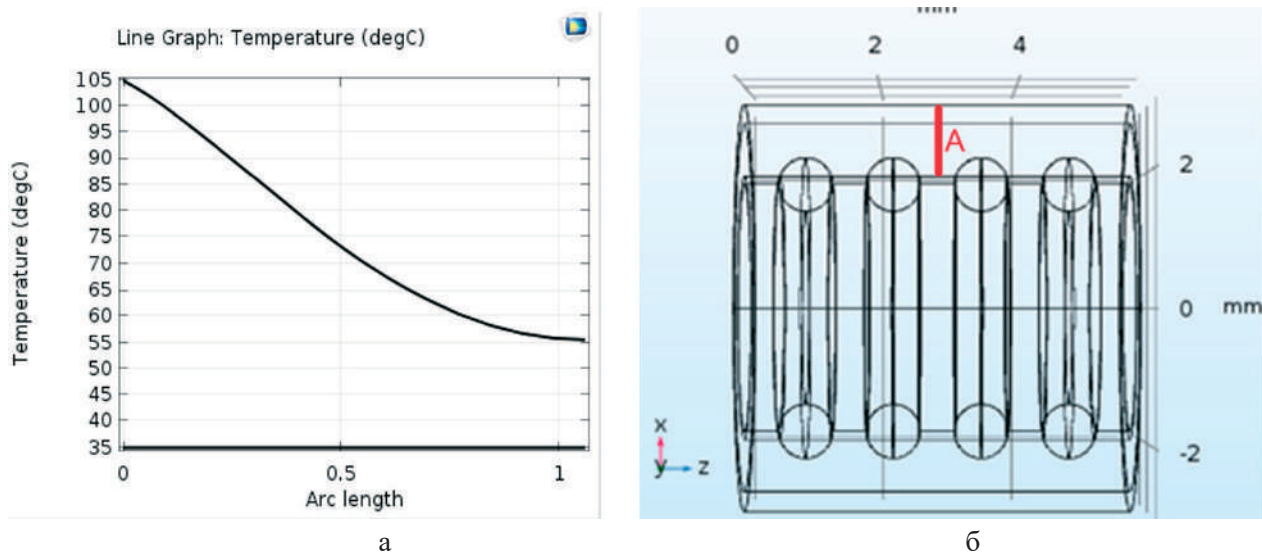


Рис. 4. Розподіл температури (а) по лінії «А» (б)

Пропонується контролювати ступінь нагрівання тканини за станом самої тканини. Проте контролювати стан тканини можна тільки змінюючи загальне інтегральне значення провідності всієї ділянки біологічної тканини, що покрита електричним полем. Також важливо забезпечити рівномірність розподілу температурного поля по всій контрольованій ділянці біологічної тканини. Це забезпечить відносну ідентичність функціональної залежності провідності контрольованої ділянки тканини та її питомої провідності від температури.

Крім того, електрод 1 має підвищену теплоємність у порівнянні з електродом 2, оскільки має форму циліндра та його маса більше, що погіршує динамічні характеристики регулятора при використанні провідності біологічної тканини. Тому необхідно зробити електрод 1 трубчастим із оптимальною товщиною стінки для цілей регулювання.

З цього випливає, що для наконечника катетера необхідно використовувати спеціальну біполярну обмотку з електродним дротом, що повинна знаходитися навколо ізолюючої основи потрібного

Таблиця 1

Результати математичного експерименту на моделі процесу абляції вени подвійним спіральним електродом круглого перерізу

D _{вени} , мм	d _{вн} , мм	t _{нагр} = 2 с; T _{ел} ≈ 105°C; H _s = 40 мм									
		L = 0,5 мм; d = 0,795 мм					L = 1,4 мм; d = 0,51 мм				
		U, В	I, А	R, Ом	N _{вит}	T _з , °C	U, В	I, А	R, Ом	N _{вит}	T _з , °C
6	3,64	19,8	4,27	4,64	15,30	55	36,8	2,32	15,8	10,1	58
5	2,64	20,0	4,27	4,68	15,25	55	36,6	2,32	15,7	10,1	57
4	1,64	20,0	2,29	8,74	15,25	54	36,2	2,32	15,6	10,1	56
3	0,64	-	-	-	-	-	35,0	0,71	49,5	10,1	53

Примітка. D_{вени} – зовнішній діаметр вени; d_{вн} – внутрішній діаметр вени (він дорівнює діаметру спіралі по осі електрода); t_{нагр} – час нагрівання вени електродами; T_{ел} – кінцева за час нагріву температура вени в зоні електроду; H_s – довжина наконечника катетера; L – відстань між сусідніми електродами різної полярності; d – діаметр поперечного перерізу електрода; U, I і R – напруга, струм і опір навантаження для джерела живлення; N_{вит} – кількість витків на наконечнику катетера; T_з – температура зовнішньої поверхні вени

розміру та типу. Можна скористатися варіантом, показаним на рис. 3, але з багаторазовими повтореннями.

Модель № 2. Аблятор із електродом у вигляді біполярної тороїдальної обмотки з круглим перерізом дроту навколо ізолятора. Мідні спіральні електроди, обмежені двома витками, замінюються чотирма торами, що не змінює картину температурного поля в тканині вени, але значно спрощує розрахунки. Аналіз помилки такого спрощення не перевищує 4 % величини обчислюваного моделлю значення струму. На рис. 3 представлено графічну модель вени з електродом у вигляді біполярної

тороїдальної обмотки з круглим перерізом дроту навколо ізолятора (а) та розподілом температурного поля у вені при абляції (б).

Особливість такої реалізації біполярного електрода полягає в тому, що тепло розподіляється між кожною парою сусідніх різних полярних витків і його рівномірність можна регулювати, змінюючи крок обмотки. Кількість витків визначає довжину термічно оброблюваної ділянки вени. Однак виступаючі дроти, що деформують стінку вени, збільшують нерівномірний контакт зі стінкою вени та нерівномірний розподіл тепла.

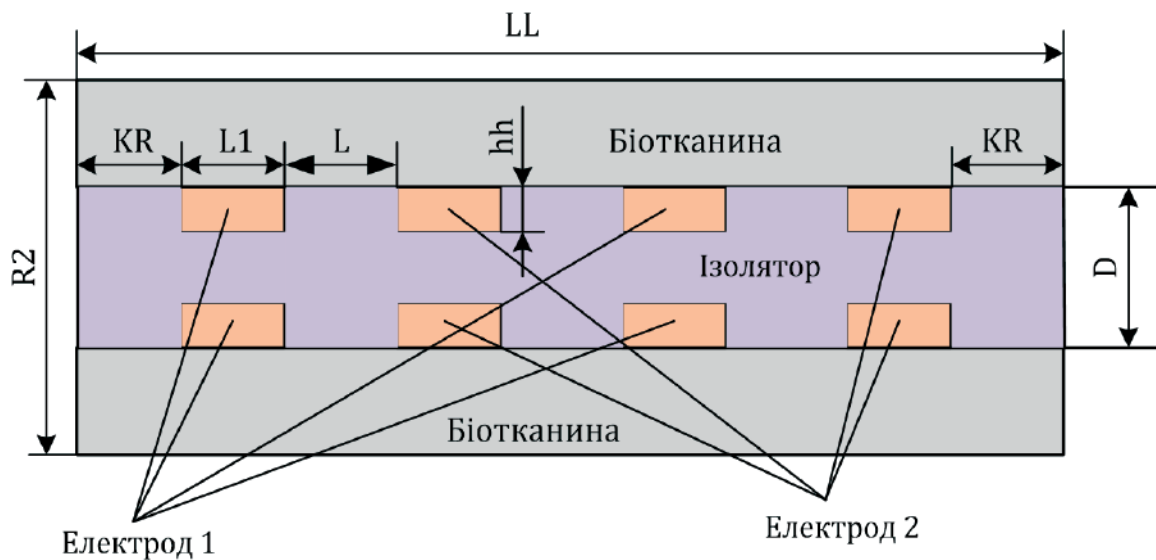


Рис. 5. Геометрична модель вени з електродами прямокутного перерізу (показано тільки дві групи кілець)

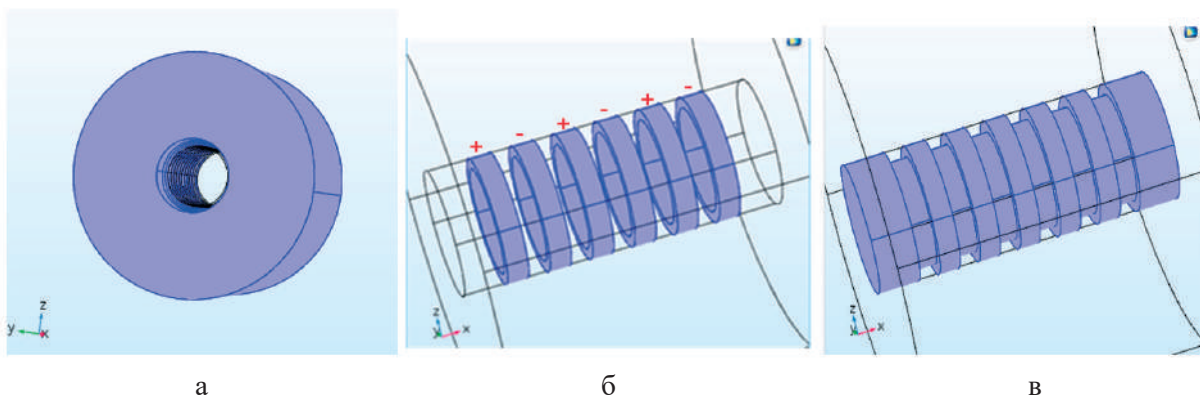


Рис. 6. Графічна модель: модельований простір біполярного електрода (а); електроди (три групи біполярних кілець) (б); ізолятор (в)

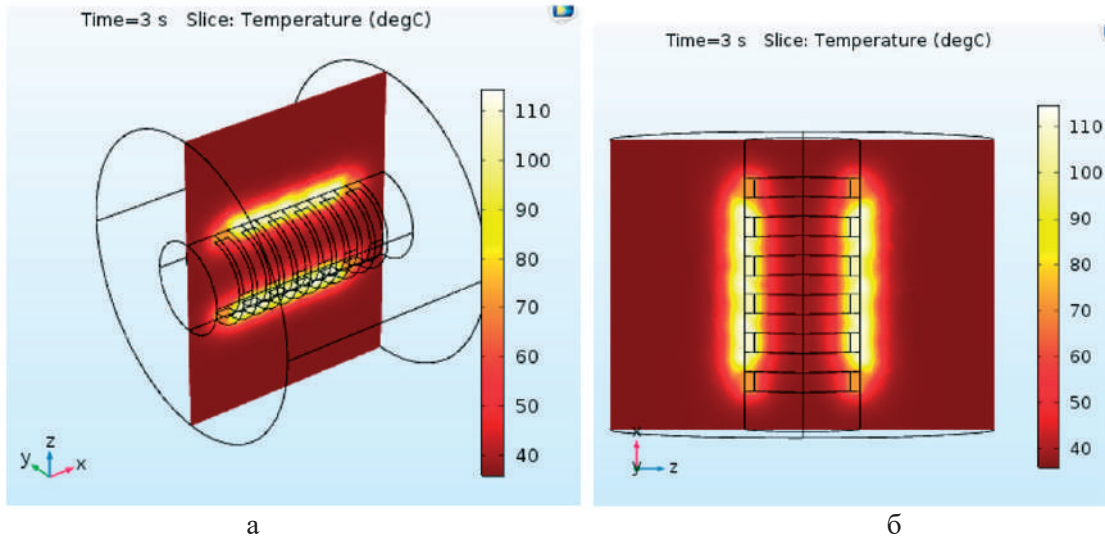


Рис. 7. Розподіл температурного поля, що зображується з двох ракурсів

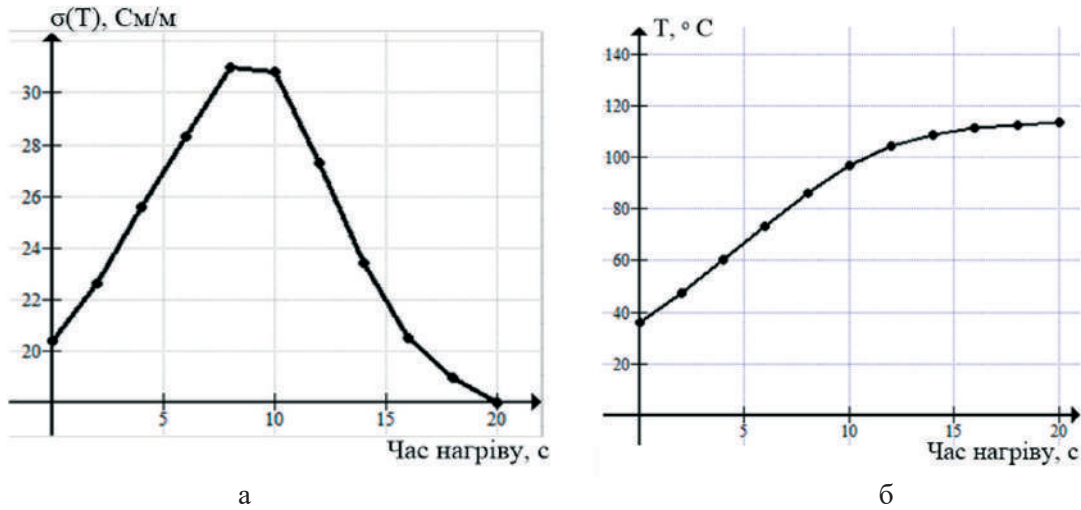


Рис. 8. Контроль зміни питомої провідності $\sigma(T)$ (а) та температури стінки вени T від часу нагрівання (б)

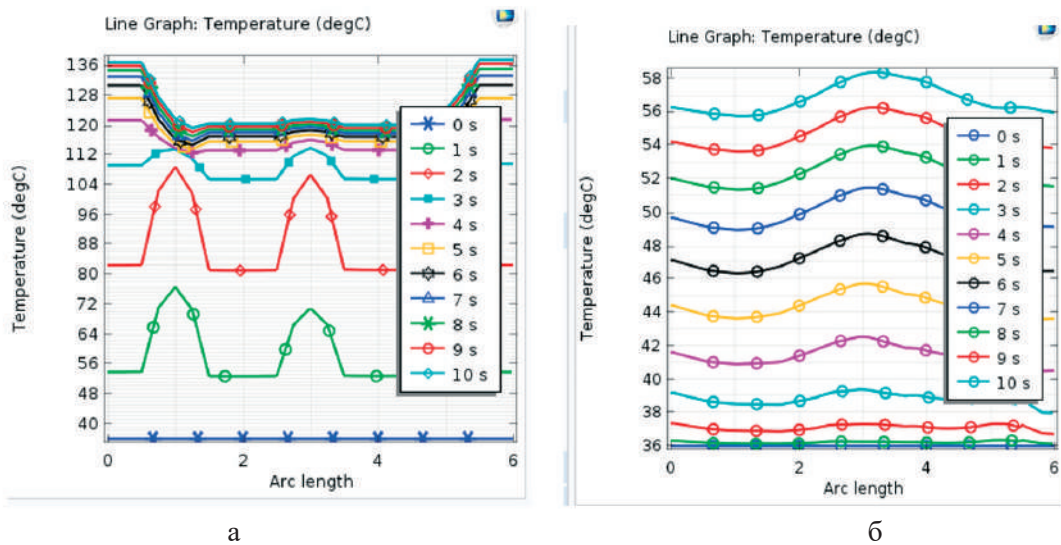


Рис. 9. Температура вздовж внутрішньої поверхні вени між електродами (а) та на відстані 2 мм від неї (б)

На рис. 4а показано, як змінюється температура біологічної тканини від нагрівання внутрішньої стінки вени по лінії «А» (рис. 4б) на ділянці завдовжки 1 мм.

У табл. 1 наведено результати математичного експерименту на моделі процесу абляції вен із подвійним спіральним електродом. Розрахунки проводилися з урахуванням обмежень за температурою в зоні нагріву $105\text{ }^{\circ}\text{C}$ і за часом нагріву 2 с. Значення струмів і опорів виходять при використанні джерела радіочастот для різних розмірів вен, діаметрів електродів, міжжиткових відстаней тощо. Отримано значення напруги джерела живлення, що дозволяють досягти температури в зоні нагріву $105\text{ }^{\circ}\text{C}$ за 2 с і температури на зовнішній поверхні вени $53\text{...}58\text{ }^{\circ}\text{C}$. При розрахунку перерізу електродів урахувалися обмеження за силою струму, що протікає. Розрахункове навантаження на джерело струму розраховувалося в результаті множення розрахункового струму на розрахункову кількість витків у спіралі електродів. Модель дозволяє проводити розрахунки з різними вихідними даними.

Основним недоліком розглянутої моделі № 2 є практично повне проникнення виступаючих мідних електродів у тканини вен, що є недостатньо еластичними. В результаті розподіл температурного поля спотворюється. Також необхідно враховувати, що одним із недоліків РЧА є «прилипання» тромботичних мас до робочої частини катетера, що знижує рухливість електродів. Робоча частина катетера має бути як можна більше обтічною.

Модель № 3. Аблятор із електродом у вигляді біполярної дротяної обмотки з прямокутним перерізом навколо ізолятора. Для намотування наконечника абляторного катетера пропонується використовувати дріт із прямокутним перетином. Такий перетин дає можливість збільшити площу електричного контакту електрода з внутрішньою стінкою вени та зменшити теплоємність електродів (рис. 5). Для розміщення біполярної обмотки дроту в ізоляторі передбачені пази відповідного розміру.

У моделі спіраль замінена трьома групами біполярних мідних кілець (рис. 6б). Це практично не впливає на картину температурного поля в тканинах вени, але значно спрощує розрахунки.

Значення параметрів моделі вени з електродами з прямокутним перерізом: $D = 6$, $L_1 = 1$, $L = 1$, $KR = 2$, $R_2 = 20$, $LL = 2 \cdot KR + 6 \cdot L_1 + 5 \cdot L$, $hh = 0.5$, $U_1 = 8$, $U_0 = 0$, де LL – довжина модельованої частини катетера, мм; hh – товщина електродних кілець, мм; U_1 – напруга на одній групі електродних кілець (позначено «+» на рис. 6б), В; U_0 – напруга на іншій групі електродних кілець (позначено «-» на рис. 6б), В.

Розподіл теплового поля за моделлю з наведеними параметрами на третій секунді нагріву (рис. 7) є задовільно рівномірним. Проте подальше нагрівання може призвести до погіршення однорідності через підвищення температури.

Проведено аналіз можливості контролю нагріву ділянки вени, призначеної для абляції, за інтегральним значенням питомої провідності біологічної тканини. На рис. 8а наведено графік зміни $\sigma(T)$ від часу нагріву, а на рис. 8б – графік зміни температури в одній із точок внутрішньої поверхні вени від часу нагрівання.

З графіку видно, що на 9-й секунді процесу питома провідність досягає максимального значення 31 См/м , а температура стінки вени дорівнює $90\text{ }^{\circ}\text{C}$. Процес нагріву можна контролювати, відключаючи його в момент досягнення максимального значення питомої провідності $\sigma(T)$, що розраховується за даними струму та напруги.

Аналізуючи рис. 9, видно, що на 3-й секунді температура внутрішньої поверхні вени досягала $108\text{...}113\text{ }^{\circ}\text{C}$, у той час як на відстані 2 мм від неї температура досягала всього $39\text{ }^{\circ}\text{C}$. Щоб досягти температури $59\text{...}60\text{ }^{\circ}\text{C}$ на відстані 2 мм (при якій відбувається денатурація біологічної тканини), знадобиться 10 с. За цей час внутрішня поверхня вени нагріється до $136\text{ }^{\circ}\text{C}$. У такій ситуації через сильну нерівномірність розподілу теплового поля інтегральна провідність біологічної тканини в зоні контролю може значно відрізнятись від функціональної залежності питомої провідності біологічної тканини $\sigma(T)$, отриманої заздалегідь. Тоді може виникнути необхідність відключити струм, що протікає, проте інтегральна оцінка провідності не буде доступна. У відомих абляторах, де контролюється та підтримується температура наконечника

катетера, після досягнення температури 100 °С температуру підтримують протягом заданого часу (20 с) для прогріву зовнішньої стінки вени до необхідної температури та завершення процесу абляції ділянки вени.

Якщо розподіл теплового поля в зоні контролю є нерівномірним і в ній з'являються ділянки зі структурними змінами тканини, ця область набуває непередбачуваних властивостей функціональної залежності питомої провідності біологічної тканини від температури. Використання джерела стабілізованої напруги дозволяє досягти позитивних результатів при нагріванні біологічної тканини з невизначеною питомою провідністю, тому що напруга буде перерозподілятися між ділянками, які ще не досягли достатнього нагріву.

При неможливості підтримки температури встановленого значення шляхом регулювання протягом необхідного періоду часу можна використовувати теплоємність ізолятора в якості додаткового джерела тепла. Після досягнення заданої температури внутрішньої поверхні вени напруга вимикається, що зупиняє надходження тепла від джерела живлення та перешкоджає подальшому підвищенню температури. Проте ізолятор і електроди продовжують віддавати тепло в стінку вени, що призводить до нагрівання внутрішньої поверхні вени та часткового, але незначного, охолодження зовнішньої поверхні.

Висновки. Розглянуто три варіанти конструкцій біполярних електродів для РЧА. Варіант за моделлю № 3 є найбільш прийнятним із точки зору

Література.

1. Endovenous radiofrequency ablation of superficial and perforator veins / Roth S. M. // *Surgical Clinics of North America*. – 2007. – Vol. 87 (5). – P. 1267–1284.
2. Mathematical modeling of radiofrequency ablation for varicose veins / S. Y. Choi, B. K. Kwak, T. Seo // *Comput. Math. Methods Med.* – 2014. – Режим доступу: <https://doi.org/10.1155/2014/485353>.
3. Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during

рівномірності розподілу теплового поля уздовж електроду.

Температурний контроль біологічної тканини з використанням даних про функціональну залежність питомої провідності біологічної тканини від температури може застосовуватися тільки доти, поки не будуть досягнуті структурні зміни в тканині, після чого процес контролю температури ускладнюється.

При неможливості підтримки заданої температури протягом необхідного часу можна використовувати теплоємність ізолятора в якості додаткового джерела тепла. Для цього після досягнення заданої температури внутрішньої поверхні вени напруга вимикається, але тепло від ізолятора та електродів передається до стінки вени, що призводить до нагрівання внутрішньої поверхні вени і часткового охолодження її зовнішньої поверхні.

Проблема вирішується підбором відповідних матеріалів із заданим коефіцієнтом теплопровідності та теплоємності, вибором значення напруги живлення, геометричних параметрів електрода.

При нерівномірному розподілі теплового поля в зоні контролю та появи ділянок зі структурними змінами тканини такі ділянки можуть набувати непередбачуваних властивостей функціональної залежності питомої провідності біологічної тканини від температури. Допомогти в таких випадках може використання джерела стабілізованої напруги, оскільки напруга буде перерозподілятися між ділянками, вирівнюючи нагрів і дозволяючи досягти позитивних результатів при нагріванні біологічної тканини.

radio-frequency ablation / Panescu D., Wayne J. G., Fleischman S. D., Mirotznik M. S., Swanson D. K., Webster J. G. // *IEEE Trans Biomed Eng.* – 1995. – Vol. 42 (9). – P. 879–890.

4. Computer modeling for radiofrequency bipolar ablation inside ducts and vessels: Relation between pullback speed and impedance progress / J. J. Pérez, E. Ewertowska, E. Berjano // *Lasers in surgery and medicine*. – 2020. – Vol. 52 (9). – P. 897–906.

5. Numerical simulation of thermal response for non-linear multi-layer skin model subjected to heating and cooling / R. K. Chaudhary, I. A. Abbas, J. Singh // *Thermal Science and Engineering Progress*. – 2023. – Vol. 40.

6. Renate van den Bos, Lidia Arends, Michael Kockaert, Martino Neumann, Tamar Nijsten Endovenous therapies of lower extremity varicosities: a meta-analysis // *Journal of Vascular Surgery*. – 2009. – Vol. 49(1). – P. 230–239. – Режим доступу: <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2008.06.030>.

7. Endovascular radiofrequency obliteration using 90 degrees C for treatment of great saphenous vein / C. W. Dunn, L. S. Kabnick, R. F. Merchant, R. Owens, R. A. Weiss // *Annals of Vascular Surgery*. – 2006. – Vol. 20 (5). – P. 625–629.

References.

1. Roth, S.M. (2007). Endovenous radiofrequency ablation of superficial and perforator veins. *Surgical Clinics of North America*, 87(5), 1267–1284. doi:10.1016/j.suc.2007.07.009.

2. Choi, S. Y., Kwak, B. K., Seo, T. (2014). Mathematical modeling of radiofrequency ablation for varicose veins. *Comput Math Methods Med*. doi:10.1155/2014/485353.

3. Panescu, D., Whayne, J. G., Fleischman, S. D., Mirotznik, M. S., Swanson, D. K., Webster, J. G. (1995). Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during radio-frequency ablation. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 42(9), 879–890. doi:10.1109/10.412649.

4. Pérez, J. J., Ewertowska, E., Berjano, E. (2020). Computer modeling for radiofrequency bipolar ablation inside ducts and vessels: Relation between pullback speed and impedance progress. *Lasers in surgery and medicine*, 52(9), 897–906. doi:10.1002/lsm.23230.

5. Chaudhary, R. K., Abbas, I. A., Singh, J. (2023). Numerical simulation of thermal response for non-linear multi-layer skin model subjected to heating and cooling. *Thermal Science and Engineering Progress*, 40. doi:10.1016/j.tsep.2023.101790.

8. Radiofrequency minimally invasive endovascular treatment of lower limbs varicose veins: clinical experience and literature review / Zan S., Contessa L., Varetto G., Barra C., Conforti M., Casella F., Rispoli P. // *Minerva cardiology and angiology*. – 2007. – Vol. 55 (4). – P. 443–458.

9. Directional ablation in radiofrequency ablation using a multi-tine electrode functioning in multipolar mode: An in-silico study using a finite set of states / M. Dhiman, A. K. Kumawat, R. Repaka // *Computers in Biology and Medicine*. – 2020. – Vol. 126.

10. Дослідження зміни питомої електропровідності біологічних тканин в результаті локального стискування електродами при біполярному зварюванні / Ланкін Ю. М., Соловійов В. Г., Романова І. Ю. // *Автоматичне зварювання*. – 2021. – №1. – P. 38–42.

6. Van den Bos, R., Arends, L., Kockaert, M. et al. (2009). Endovenous therapies of lower extremity varicosities: a meta-analysis. *Journal of Vascular Surgery*, 49(1), 230–239. doi:10.1016/j.jvs.2008.06.030.

7. Dunn, C. W., Kabnick, L. S., Merchant, R. F. et al. (2006). Endovascular radiofrequency obliteration using 90 degrees C for treatment of great saphenous vein. *Annals of Vascular Surgery*, 20(5), 625–629. doi:10.1007/s10016-006-9099-7.

8. Zan, S., Contessa, L., Varetto, G., Barra, C., Conforti, M., Casella, F., Rispoli, P. (2007). Radiofrequency minimally invasive endovascular treatment of lower limbs varicose veins: clinical experience and literature review. *Minerva cardiology and angiology*, 55(4), 443–458. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17653021>.

9. Dhiman, M., Kumawat, A. K., Repaka, R. (2020). Directional ablation in radiofrequency ablation using a multi-tine electrode functioning in multipolar mode: An in-silico study using a finite set of states. *Computers in Biology and Medicine*, 126, 104007. doi:10.1016/j.combiomed.2020.104007.

10. Lankin, Yu. M., Solovyov, V. G., Romanova, I. Yu. (2021). Study of change in specific electrical conductivity of biological tissues as a result of local compression by electrodes in bipolar welding. The Paton Welding J., 1, 35–39. doi:10.37434/tpwj2021.01.07.

ORCID:

Volodymyr G. Solovyov: 0000-0002-1454-7520

Yurii M. Lankin: 0000-0001-6306-8086

Iryna Yu. Romanova: 0000-0001-7154-1830