

### АДАПТИВНА МЕТОДОЛОГІЯ РОЗРАХУНКУ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНИН МІОКАРДА РІЗНИХ АНАТОМІЧНИХ ЗОН СЕРЦЯ ЛЮДИНИ

М. М. Сичик<sup>1,2</sup>, В. Б. Максименко<sup>1,2</sup>, О. О. Лафета<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» просп. Перемоги, 37, м. Київ, 03056, Україна.

<sup>2</sup> Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України» вул. М. Амосова, 6, м. Київ, 03110, Україна. E-mail: marina.sychik@gmail.com

Виконано аналіз клінічної бази параметрів катетерної радіочастотної абляції (РЧА) субстратів аритмій з метою розрахунку термоелектричних характеристик міокарда різних анатомічних зон серця людини, в яких стандартно виконується деструкція джерел патологічного збудження. В основу розрахунків покладено характеристики відповіді тканини міокарда на радіочастотний вплив (сила та щільність струму, вихідна потужність і середня потужність перехідного процесу, температура в зоні контакту), які реєструвалися на електрофізіологічному обладнанні в ході процедури і характеризували електро- та теплофізичні умови середовища взаємодії для різних ділянок серця. Визначено наступні термоелектричні характеристики міокарда: електропровідність, питома теплоємність, коефіцієнти теплопровідності, тепловіддачі, ступінь капілярної перфузії міокарда, лінійна швидкості крові в навколелектродному просторі. Вперше встановлено закономірності термічної дії РЧА на тканини міокарда, які дозволяють науково обґрунтувати прогностичні критерії ефективності та безпечності абляції аритмогенних джерел в різних анатомічних зонах серця.

**Ключові слова:** радіочастотний струм, резистивне нагрівання, електропровідність, теплопровідність, тепловідведення, теплоємність, радіочастотна абляція.

### АДАПТИВНАЯ МЕТОДОЛОГИЯ РАСЧЕТА ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНЕЙ МИОКАРДА РАЗЛИЧНЫХ АНАТОМИЧЕСКИХ ЗОН СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА

М.М. Сычик<sup>1,2</sup>, В.Б. Максименко<sup>1,2</sup>, О.А. Лафета<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» просп. Победы, 37, г. Киев, 03056, Украина.

<sup>2</sup> Государственное учреждение «Национальный институт сердечно-сосудистой хирургии им. Н.М. Амосова НАМН Украины» ул. Н. Амосова, 6, г. Киев, 03110, Украина. E-mail: marina.sychik@gmail.com

Выполнен анализ клинической базы параметров катетерной радиочастотной абляции (РЧА) субстратов аритмий с целью расчета термоэлектрических характеристик миокарда различных анатомических зон сердца человека, в которых стандартно выполняется деструкция источников патологического возбуждения. В основу расчетов положены характеристики ответа ткани миокарда на радиочастотное влияние (сила и плотность тока, выходная мощность и средняя мощность переходного процесса, температура в зоне контакта), которые регистрировались на электрофизиологическом оборудовании в ходе процедуры и характеризовали электро- и теплофизические условия среды взаимодействия различных участков сердца. Определены следующие термоэлектрические характеристики миокарда: электропроводность, удельная теплоемкость, коэффициенты теплопроводности, теплоотдачи, степень капиллярной перфузии миокарда, линейная скорость крови в околоэлектродном пространстве. Впервые установлены закономерности термического воздействия РЧА на ткани миокарда, позволяющие научно обосновать прогностические критерии эффективности и безопасности абляции аритмогенных источников в различных анатомических зонах сердца.

**Ключевые слова:** радиочастотный ток, резистивный нагрев, электропроводность, теплопроводность, теплоотведение, теплоемкость, радиочастотная абляция.

**АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ.** Катетерні технології нагрівання і руйнування радіочастотним струмом аритмогенної тканини міокарда серця в умовах рентген-операційної використовуються як основний радикальний метод лікування аритмій [1]. Для підвищення ефективності та безпечності деструкції, проводяться дослідження з оптимізації стандартизованих протоколів РЧА з урахуванням відповіді біологічної тканини серця на вплив електричного струму [2]. Науково обґрунтовано [3, 4] пріоритетним напрямком дослідження розробку моделі графічного відображення поширення температурного поля в тканині міокарда, оцінки по ньому глибини ефективної деструкції та можливих ускладнень термічного генезу для регулювання параметрів електричного впливу. На основі дослідження літературних джерел

[5, 6] визначено шляхи підвищення точності моделі, безпечності і ефективності її застосування в клінічній практиці, шляхом розробки адаптивної технології розрахунку термоелектричних характеристик міокарда на основі електро- та теплофізичних параметрів відгуку тканини на вплив радіочастотного струму в умовах операційної і використання їх для моделювання міокарда, що і стало метою даної роботи.

**МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ.** Клінічний матеріал склав 83 процедури РЧА субстратів аритмій; виділено 3227 точок РЧ аплікацій для подальшого аналізу. Регулювання термічного впливу здійснювалося автоматизованим РЧ генератором ІВІ-1500Т11 (St. Jude medical, США) з частотою струму 500 кГц, діапазоном подачі потужності до 100 Вт, в

якому, з метою безпеки, реалізований зворотний зв'язок для запобігання перевищення температури в зоні контакту (електрод-міокард) понад 65 °С.

Температура контролювалася термодатчиком (термістором), розташованим на дистальному кінці активного електроду (діаметром 7F) електрофізіологічного катетера (Biosense Webster, США), яким здійснювався РЧ вплив, з паспортною похибкою 0,01 °С при вимірюванні температури до 100 °С.

В основу розрахунків покладені характеристики відповіді тканини міокарда на радіочастотний вплив (сила струму, вихідна потужність і середня потужність перехідного процесу, температура в зоні контакту), які реєструвалися на електрофізіологічній станції LabSystem Pro (Bard, США) в ході процедури і характеризували електро- та теплофізичні умови середовища взаємодії для різних ділянок серця. (табл. 1).

Таблиця 1 – Електрофізичні параметри відповіді тканини міокарда на вплив РЧА (83 процедур РЧА, n = 1358 точок РЧ аплікацій, p < 0,05)

Зона радіочастотного впливу	Вихідна потужність, P <sub>вих.</sub> , Вт	Середня потужність, P, Вт	Напруга, U <sub>0</sub> , В	Сила струму, I, мА	Температура, T <sub>e</sub> , °С
Передсердно-шлуночкова борозна	30	26,7±1,4	50±3	496±35	46,8±3,2
Задня частина міжпередсердної перегородки, «повільний шлях» АВ з'єднання	30	25,2±1,6	49±3	492±33	43,6±2,7
Праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок	60	54,1±1,3	63±4	804±63	47,5±3,9
Ліве передсердя, гирла легеневих вен	30	28,6±0,9	50±2	553±17	37,1±0,9
Правий та лівий шлуночок	40	35,3±1,4	55±3	612±35	46,6±3,7

В ході регресійного аналізу взаємозв'язку середньої потужності перехідного процесу від температури в ділянці взаємодії для різних анатомічних зон серця визначенні коефіцієнти регресії ( $\beta$ , Вт/°С), які за своїм фізичним значенням є параметром теплопередачі, характеризують швидкість перехідного процесу і показують яка величина тепла передається тканині міокарда при зміні температури на 1 °С. Температура в ділянці серця до подачі РЧ струму стано-

вила в усіх випадках T<sub>0</sub> = 37 °С. Виходячи з даних міркувань, виконаний розрахунок потужності РЧ струму (Н, Вт), що перетворювалася в тепло тканинами міокарда (абсорбована потужність), в даних термодинамічних умовах РЧА:

$$H = \beta \cdot (T_e - T_0)$$

Значення коефіцієнта регресії та абсорбованої потужності в залежності від термодинамічних умов середовища взаємодії наведені в табл. 2.

Таблиця 2 – Значення коефіцієнта регресії, зміни температури при дії РЧ струму і абсорбованої потужності (N = 83 процедур РЧА, n = 1358 точок аплікацій, p < 0,05)

Зона радіочастотного впливу	Коефіцієнт регресії, $\beta$ , Вт/°С	Зміни температури, (T <sub>e</sub> - T <sub>0</sub> ), °С	Абсорбована потужність, H, Вт
Передсердно-шлуночкова борозна	0,2971	9,8±3,2	2,92±0,05
Задня частина міжпередсердної перегородки, «повільний шлях» АВ з'єднання	0,4182	6,6±2,7	2,74±0,06
Праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок	0,2201	11,5±3,9	2,53±0,04
Ліве передсердя, гирла легеневих вен	0,1648	15,1±0,9	2,48±0,01
Правий та лівий шлуночок	0,2718	9,6±3,7	2,62±0,05

*Результати дослідження.* Визначення термоелектричних характеристик міокарда ґрунтувалося на фундаментальних законах резистивного нагрівання і рівнянні теплообміну (рис. 1(а)). В основу розрахунків лягли наступні положення. Площа поверхні пасивного електроду ( $\approx$  150-300 см<sup>2</sup>) в багато разів більша від площі поверхні активного електроду ( $\approx$  18 мм<sup>2</sup>). При подачі РЧ енергії на електрод діаметром 7 Fg (2,3 мм), електричний струм розповсюджується в радіальному напрямку від джерела. Резистивна продукція тепла в міокарді пропорційна потужності струму, опору тканини і обернена величині питомої електропровідності міокарда  $\sigma$  (См/м). Джерело тепла являється об'ємним і розподіляється в невеликій ділянці тканини, що наближено дорів-

нює радіусу електроду r, і в якій відбувається прямий нагрів від електричного струму. Нагрівання глибших шарів тканини відбувається через теплообмін. Глибина провідного нагрівання залежить від температури тканини, що отримується від резистивного нагріву. Швидкість визначається питомою теплоємністю c (Дж/К·кг) і теплопровідністю k (Вт/К·м) тканини. Частина тепла відводиться локальним кровотоком, який визначається коефіцієнтом тепловіддачі h (Вт/К·м<sup>2</sup>) і має дві складові: лінійну швидкість потоку в навколоелектродній зоні u (м/с) та ступінь капілярної перфузії міокарда  $\omega$  (м<sup>3</sup>/м<sup>3</sup>/с) [5, 6]. На рис. 1 (б) показані зразки проведеного в попередніх роботах [7] гістологічного аналізу препаратів деструкції міокарда свині, які підтвердили

поширення деструкції в глибину міокарда за рахунок резистивного нагрівання та коагуляційні форми деструкції, які проявлялися різними ступенями змін

цитоплазми кардіоміоцитів і відрізнялися поконтурно відповідно до температурних полів теплопровідності тканини.

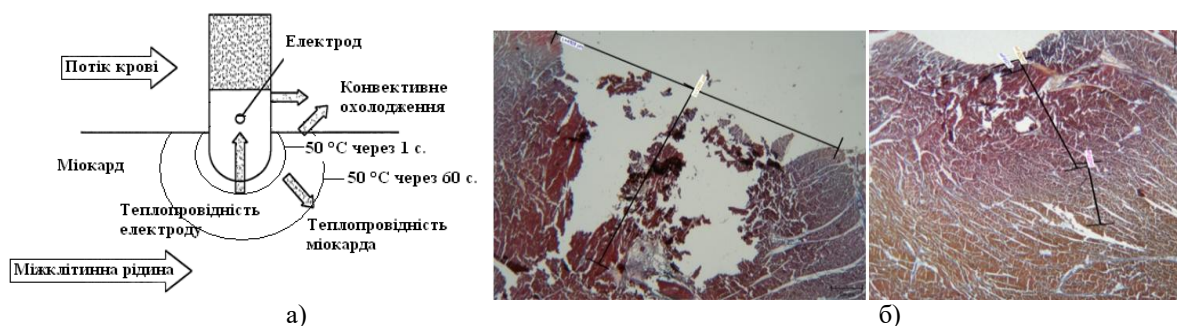


Рисунок 1 – Механізми нагрівання тканини міокарда: резистивний та за рахунок теплопровідності

Для розрахунку електропровідності розглянута квазістатична модель електричного поля зі стаціонарним розподілом температури у просторовому тілі з використанням рівняння Лапласа [8]:

$$\nabla[\sigma \nabla V] = 0,$$

де  $V$  – електричний потенціал,  $B$ ;  $\nabla V = \partial V / \partial r$  – оператор градієнта потенціалу.

Застосувавши граничну умову напруги на поверхні активного електроду, визначено електричний потенціал з точкового джерела струму  $I$  (А):

$$\nabla V = \frac{V_0}{4\pi r} = \frac{I}{\sigma 4\pi r}$$

В цій зоні зосереджена найбільша густина струму  $j$  (А/м), визначена із закону Ома:

$$j = \sigma(-\nabla V).$$

Радіочастотна енергія переходить і поглинається тканиною, перетворюючись в тепло згідно з законом Джоуля:

$$J = \frac{j^2}{\sigma} = \sigma(-\nabla V)^2$$

де  $J$  (Вт/м<sup>3</sup>) позначає дозу поглиненої енергії, генеровану потужністю РЧА  $P$  (Вт), прикладеною до електроду на одиницю об'єму тканини  $v$  (м<sup>3</sup>):

$$J = \frac{P}{v}$$

Об'єм тканини, в якій відбувається резистивне нагрівання:  $v = \frac{4}{3}\pi r^3$ .

Виконавши необхідні перетворення над формулами для дози генерованого тепла  $J$  та з урахуванням значень потужності, сили струму розраховано електропровідність  $\sigma$  тканин міокарда:

$$\sigma = \frac{I^2}{12P\pi r}$$

В основу розрахунку термодинамічних властивостей міокарда лягло рівняння теплообміну Пенна [9], яке відображає формування тривимірного просторового розподілу температури в біологічній тканині:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + J - \rho_b c_b \vec{u} \nabla T - \rho_b c_b \omega_b (T - T_0) + Q_m$$

де  $\rho$  – густина міокарда, кг/м<sup>3</sup>;  $c$  – питома теплоємність міокарда, Дж/(кг · К);  $k$  – коефіцієнт теплопровідності міокарда, Вт/(м · К);  $\nabla T$  – градієнт температури;  $Q = J$  – зовнішнє джерело тепла, Вт/м<sup>3</sup>;  $\rho_b$  – густина крові, кг/м<sup>3</sup>;  $c_b$  – питома тепло-

ємність крові, Дж/(кг · К);  $\omega_b$  – коефіцієнт капілярної перфузії, 1/с;  $\vec{u}$  – лінійна швидкість крові, м/с;  $T_0$  – початкова температура, 37 °С;  $Q_m$  – кількість тепла, що виділяється від метаболізму, Вт/м<sup>3</sup>.

Знаючи геометрію і розподіл тепла від зовнішнього джерела  $J$  та усталену температуру на границі середовищ міокард-електрод-кров  $T = T_e$ , постало завдання розв'язати зворотну задачу термодинаміки і визначити коефіцієнти теплопровідності, тепловіддачі та питомої теплоємності тканини міокарда.

Узагальнена гранична умова складного теплообміну на поверхні двох середовищ розрахункової області має вигляд  $q_k + q_h + q_j(t) = 0$ , складові якої визначають закон збереження енергії на границі поверхні (Вт/м<sup>2</sup>) і характеризують кондуктивний  $q_k$ , конвективний  $q_h$  теплообмін та тепловий потік зовнішнього джерела тепла  $q_j(t)$ , який задає температуру в розрахунковій ділянці тканини.

Для вирішення рівняння використані граничні умови Кранка-Нікоолсона [10], які задають умови теплообміну на межі контакту двох середовищ з різними термодинамічними властивостями, базуючись на неперервності температурного поля та закону збереження питомих теплових потоків в усталеному стані.

Задані початкові умови в момент часу  $t = 0$  для температури міокарда, електроду та крові:  $T(r, t) = T(r, 0) = T_0 = 37$  °С

Граничні умови II роду задають значення густини теплового потоку в зоні контакту:  $(q_k + q_j)_{Si} = 0$ , де зовнішнє поверхнєве джерело тепла  $q_j$  визначається з урахуванням параметрів теплопередачі (коефіцієнта регресії  $\beta$ ):

$$q_j = \frac{H}{S} = \frac{H}{4\pi r^2} = \frac{\beta(T_e - T_0)}{4\pi r^2}$$

Кондуктивний тепловий потік  $q_k$  описується законом Фур'є:

$$q_k = -k \nabla T = -k \frac{\partial T}{\partial r}$$

З рівності теплових потоків  $q_k$  і  $q_j$ , отримано формулу визначення коефіцієнту теплопровідності  $k$  міокарда з урахуванням термодинамічних умов РЧА:

$$\frac{\beta(T_e - T_0)}{4\pi r^2} = -k \frac{\partial T}{\partial r}$$

$$k = \frac{\beta(T_e - T_0)}{4\pi r T_e}$$

Взаємодія тканини міокарда і капілярної перфузії за рахунок конвекції описуються згідно граничних умов III роду  $(q_k + q_h)_{Si} = 0$ , де конвективний тепловий потік  $q_h$  визначається за законом Ньютона-Ріхмана з урахуванням коефіцієнта тепловіддачі  $h$ :

$$q_h = h(T_0 - T_e)$$

Виконавши диференціювання рівняння рівності теплових потоків  $q_k$  і  $q_h$  з урахуванням термодинамічних умов, отримано формулу коефіцієнта тепловіддачі  $h$ :

$$-k \frac{\partial T}{\partial r} = h(T_0 - T_e)$$

$$h = \frac{k}{r} = \frac{6\beta(T_e - T_0)}{4\pi r^2 T_e}$$

Коефіцієнт капілярної перфузії  $w_b$  ( $\text{м}^3/\text{м}^3/\text{с}$ ) визначено з формули:

$$h = \rho_b c_b w_b$$

$$w_b = \frac{\rho_b c_b}{h}$$

Тепло, що зумовлює нагрівання ділянки міокарда радіусом  $r$  також можна виразити через кондуктивну теплопровідність визначити питому теплоємність  $c$  тканини міокарда різних ділянок серця:

$$k \frac{\partial^2 T}{\partial r^2} = c \rho \frac{\partial T}{\partial t}$$

$$c = \frac{6k}{\rho r^2} = \frac{6\beta(T_e - T_0)}{4\pi \rho r^3 T_e}$$

Згідно граничних умов III роду отримано рівняння охолодження тіла електроду потоком крові:

$$\rho v \frac{\partial T_e}{\partial t} = h_e S \Delta T_e$$

де  $S = 2\pi r h$  – площа циліндричної поверхні електроду,  $\text{м}^2$ ;  $v = \pi r^2 h$  – об'єм циліндричної поверхні електроду,  $\text{м}^3$ ;  $\rho$  – густина матеріалу електроду,  $\text{кг}/\text{м}^3$ ;  $c$  – питома теплоємність матеріалу електроду,  $\text{Дж}/(\text{кг} \cdot \text{К})$ ;  $\partial T_e / \partial t = (T_e - T_b)$  – температура на-

грівання електроду при РЧА,  $^\circ\text{C}$ ;  $\Delta T_e$  – коливання температури електроду під впливом охолодження потоком крові,  $^\circ\text{C}$ .

Для різних ділянок міокарда і термодинамічних умов РЧА було розраховано коефіцієнт тепловіддачі з поверхні електроду за рахунок омивання потоком крові:

$$h_e = \frac{\rho c \pi r^2 h (T_e - T_b)}{2\pi r \Delta T_e} = \frac{\rho c r (T_e - T_b)}{2\Delta T_e}$$

Коефіцієнт тепловіддачі для циліндричного тіла електроду, що охолоджується потоком крові в поперечному напрямку, визначається за формулою:

$$Nu = \frac{h_e L}{k_b}$$

де  $L$  – характерний розмір тіла (для циліндра і сфери – діаметр),  $\text{м}$ ;  $Nu$  – число Нуссельта;  $k_b$  – коефіцієнт теплопровідності крові,  $\text{Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$ .

За наявності конвекції число Нуссельта  $Nu$  є функцією чисел Рейнольдса і Прандтля, які і визначають, відповідно, рівень вимушеної і природної конвекції:

$$Nu = 0,664(Re^{1/2})(Pr^{1/3})$$

$$Re = \frac{\rho_b u L}{\mu}$$

$$Pr = \frac{c_b \mu}{k_b}$$

де  $\mu = 0,0021 \text{ кг}/\text{м} \cdot \text{с}$  – в'язкість крові,  $u$  – лінійна швидкість крові,  $\text{м}/\text{с}$ .

Звідси лінійна швидкість потоку крові визначається за наступною формулою:

$$u = \frac{(Nu)^2 \mu}{0,44 \rho_b L (Pr)^{2/3}}$$

Таким чином, визначені термоелектричні характеристики (питома електропровідність, коефіцієнт теплопровідності, питома теплоємність, коефіцієнт тепловіддачі, коефіцієнт капілярної перфузії міокарда, лінійна швидкість крові) досліджуваних анатомічних зон серця. Числові значення розрахованих величин наведені в табл. 3.

Таблиця 3 – Термоелектричні характеристики тканини міокарда різних анатомічних зон серця

Зона РЧ впливу	Електро- провідність, $\sigma, \text{См}/\text{м}$	Коефіцієнт тепло- провідності, $k, \text{Вт}/\text{К} \cdot \text{м}$	Питома тепло- ємність, $c, \text{Дж}/\text{К} \cdot \text{кг}$	Коефіцієнт капілярної перфузії, $w, \text{м}^3/\text{м}^3/\text{с}$	Коефіцієнт тепловіддачі міокарда, $h, \text{Вт}/\text{К} \cdot \text{м}^2$	Лінійна швид- кість потоку крові, $u, \text{м}/\text{с}$
Передсердно- шлуночкова борозна	0,205	0,605	2293	$120 \cdot 10^{-6}$	504	0,171063
Задня частина міжпередсердної перегородки, «повільний шлях» АВ з'єднання	0,215	0,574	2176	$115 \cdot 10^{-6}$	478	0,10698
Праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок	0,266	0,523	1981	$104 \cdot 10^{-6}$	435	0,196577
Ліве передсердя, гирла легеневих вен	0,238	0,531	2010	$106 \cdot 10^{-6}$	442	5,075097
Правий та лівий шлуночок	0,237	0,543	2058	$108 \cdot 10^{-6}$	452	0,122958

Рівняння розрахунку термоелектричних характеристик міокарда були введені в блок формул в електрофізіологічній системі (Bard, США), яка дозволяє автоматизовано реєструвати і вносити в пам'ять електрофізичні параметри відгуку тканини серця на вплив радіочастотного струму, і таким чином виконувати розрахунок вказаних величин для міокарда кожного пацієнта в реальному часі.

Актуальне практичне значення має використання реальних термоелектричних характеристик міокарда в моделі тканини і її катетерної РЧА, яка дозволяє візуалізувати розміри деструкції і обрати оптимальні параметри РЧА в операційній.

#### ВИСНОВКИ.

1. Розроблено адаптивну методику розрахунку термоелектричних характеристик міокарда (електропровідності, питомої теплоємності, коефіцієнтів теплопровідності, тепловіддачі, ступеню капілярної перфузії міокарда, лінійної швидкості крові в навколелектродному просторі) на основі аналізу індивідуальних електро- та теплофізичних параметрів відгуку тканини серця на вплив радіочастотного струму, шляхом розв'язання зворотної задачі термодинаміки, що дозволяє виконувати обчислення вказаних величин для міокарда кожного пацієнта під час процедури катетерної РЧА в операційній.

2. Визначені термоелектричні характеристики міокарда серця людини, в яких здійснюється стандартна РЧА субстратів аритмій в наступних діапазонах величин: коефіцієнт електропровідності,  $\sigma = 0,205-0,266$  См/м; коефіцієнт теплопровідності,  $k = 0,523-0,605$  Вт/К·м; коефіцієнт тепловідведення,  $h = 435-504$  Вт/К·м<sup>2</sup>; питома теплоємність,  $c = 1981-2293$  Дж/К·кг; ступінь капілярної перфузії,  $w = 104,281 \cdot 10^{-6} - 120,691 \cdot 10^{-6}$  м<sup>3</sup>/м<sup>3</sup>/с; лінійна швидкість крові в навколелектродному просторі,  $u = 0,10698-0,196577$  м/с.

3. Встановлені закономірності термічної дії РЧА на тканини міокарда дозволяють науково обґрунтувати прогностичні критерії ефективності та безпечності абляції аритмогенних джерел в різних анатомічних зонах серця.

**Величезна подяка за надані досліджувані параметри РЧА виносить колективу відділення порушень ритму серця та лабораторії електрофізіологічних, гемодинамічних та ультразвукових методів дослідження з рентген-операційною Державної установи «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України».**

#### ЛІТЕРАТУРА

1. Estner H.L., Chen J., Potpara T., Proclemer A., Todd D., Blomström-Lundqvist C. (2014) "Personnel,

equipment, and facilities for electrophysiological and catheter ablation procedures in Europe: results of the European Heart Rhythm Association Survey", *Europace*, vol. 16, issue 7, pp. 1078-1082.

2. Cosman E.R., Dolensky J.R., Hoffman R.A. (2014) "Factors that affect radiofrequency heat lesion size", *Pain Medicine*, vol. 15, issue 12, pp. 2020-2036.

3. Sychyk M.M., Maksymenko V.B., Stasyuk Y.P., Sorochan E.G., Savkina M.V. (2015) "Modelling of electrical and thermodynamical exposure of radiofrequency ablation on myocardium in Comsol Multiphysics 4.3a.", *Transaction of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskiy National University*, issue 5, pp. 72-78.

4. Trujillo M., Berjano E. (2013) "Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation", *International Journal of Hyperthermia*, vol. 29, issue 6, pp. 590-597.

5. Lopez Molina J.A., Rivera M.J., Berjano E. (2016) "Electrical-thermal analytical modeling of monopolar RF thermal ablation of biological tissues: determining the circumstances under which tissue temperature reaches a steady state", *Mathematical biosciences and engineering*, vol. 13, issue 2, pp. 281-301.

6. Subramanian S., Mast T.D. (2015) "Optimization of tissue physical parameters for accurate temperature estimation from finite-element simulation of radiofrequency ablation", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 60, issue 19, pp. 345-355.

7. Sychyk M., Stasyuk Y., Savkina M., Sorochan E., Maksymenko V. (2016) "Method of destruction of the pathological excitation sources in the heart by original monopolar electrode", *Transactions of National technical university of Ukraine "Ryiv politechnik institute". Part: Radiotechnique. Radioapparatus building*, issue 65, pp. 108-118.

8. Zhang B., Moser M.A.J., Zhang E.M., Luo Y., Liu C., Zhang W. (2016) "A review of radiofrequency ablation: Large target tissue necrosis and mathematical modeling", *Physica Medica*, vol. 32, issue. 8, pp. 961-971.

9. Wang K., Tavakkoli F., Wang S., Vafai K. (2015) "Analysis and analytical characterization of bioheat transfer during radiofrequency ablation", *Journal of Biomechanics*, vol. 48, issue 6, pp. 930-940.

10. Gonzalez-Suarez A., Trujillo M., Burdno F., Andaluz A., Berjano E. (2014) "Computational and experimental study of the heat sink effect of blood flow inside large vessels as a protective mechanism during RF-assisted surgical resection", *British journal of surgery*, volume 101, p. 14.

#### ADAPTIVE METHODOLOGY FOR THERMOELECTRIC CHARACTERISTICS CALCULATION OF MYOCARDIAL TISSUE ZONES FROM DIFFERENT ANATOMICAL HUMAN HEART

M. Sychyk<sup>1,2</sup>, V. Maksymenko<sup>1,2</sup>, O. Lafeta<sup>1</sup>

<sup>1</sup>National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute» prosp. Victory, 37, Kyiv, 03056, Ukraine.

<sup>2</sup>State Institution «M.M. Amosov National Institute of Cardiovascular Surgery Ukraine NAMS of Ukraine» vul. Amosova, 6, Kyiv, 03110, Ukraine. E-mail: marina.sychik@gmail.com

**Purpose.** To develop adaptive methodology of calculation of myocardial tissue thermoelectric characteristics based on the analysis of heart tissue individual electrical and thermal parameters response to the impact of radiofrequency current, by solving the inverse problem of thermodynamics, that will perform calculations these values for each application point of radiofrequency ablation (RFA) for each patient during catheter procedures in the operating. Using them for myocardium simulation will improve the accuracy of catheter RFA model, their safety and efficacy in clinical practice. **Methodology.** Analysis has been performed on statistically significant clinical material, covering 1358 points of RFA for the five areas of 83 patients' hearts. In the process of doing the research the latest specialized high-tech medical equipment has been applied. In the basis of calculation characteristics of myocardial tissue response for RF exposure (current, output power and average power transition temperature in the contact area) have been defined that were recorded on the LabSystem Pro (Bard, USA) electrophysiological station during procedure and characterized electrical and thermal environmental conditions of interaction in different anatomical zone of the heart. **Results.** Analysis of the clinical database, using numerical methods of its processing, has allowed to quantify biophysical characteristics of the human heart. It has been proposed an original technique of obtaining and interpreting clinical and electrophysical data in real time to calculate the thermoelectric characteristics of the myocardium according to the opinion of heart tissue to effect RFA by solving the inverse problem of thermodynamics, with application of fundamental physical laws of resistive heating and temperature fields distribution in the thickness of the myocardium, taking into account heat transfer and convection. For the first time, there have been determined the thermoelectric characteristics of myocardial tissue zones of different anatomical human heart in which the standard RFA of pathological excitation sources is carried, namely: electrical conductivity,  $\sigma = 0,205-0,266 \text{ Cm/m}$ ; thermal conductivity coefficient,  $k = 0.523-0,605 \text{ W/K}\cdot\text{m}$ ; thermal transfer coefficients,  $h = 435-504 \text{ W/K}\cdot\text{m}^2$ ; heat capacity,  $c = 1981-2293 \text{ J/K}\cdot\text{kg}$ , the degree of capillary perfusion,  $w = 104,281\cdot 10^{-6}-120,691\cdot 10^{-6} \text{ m}^3/\text{m}^3/\text{s}$ ; the linear velocity of blood in the electrode space,  $u = 0,10698-0,196577 \text{ m/s}$ . **Practical value.** The regularities of thermal impact on myocardial tissue of RFA allow to research substantiate prognostic criteria for efficacy and safety of arrhythmogenic sources ablation in different anatomical areas of the heart. References 10, tables 3, figures 1.

**Key words:** radiofrequency current, resistive heating, electrical conductivity, thermal conductivity, thermal transfer heat, heat capacity, radiofrequency ablation.

## REFERENCES

1. Estner, H.L., Chen, J., Potpara, T., Proclemer, A., Todd, D., Blomström-Lundqvist, C. (2014), "Personnel, equipment, and facilities for electrophysiological and catheter ablation procedures in Europe: results of the European Heart Rhythm Association Survey", *Europace*, vol. 16, issue 7, pp. 1078-1082.
2. Cosman, E.R., Dolensky, J.R., Hoffman, R.A. (2014), "Factors that affect radiofrequency heat lesion size", *Pain Medicine*, vol. 15, issue 12, pp. 2020-2036.
3. Sychyk, M.M., Maksymenko, V.B., Stasyuk, Y.P., Sorochan, E.G., Savkina, M.V. (2015), "Modelling of electrical and thermodynamical exposure of radiofrequency ablation on myocardium in Comsol Multiphysics 4.3a.", *Transaction of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University*, issue 5, pp. 72-78.
4. Trujillo, M., Berjano, E. (2013), "Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation", *International Journal of Hyperthermia*, vol. 29, issue 6, pp. 590-597.
5. Lopez Molina, J.A., Rivera, M.J., Berjano, E. (2016), "Electrical-thermal analytical modeling of monopolar RF thermal ablation of biological tissues: determining the circumstances under which tissue temperature reaches a steady state", *Mathematical biosciences and engineering*, vol. 13, issue 2, pp. 281-301.
6. Subramanian, S., Mast, T.D. (2015), "Optimization of tissue physical parameters for accurate temperature estimation from finite-element simulation of radiofrequency ablation", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 60, issue 19, pp. 345-355.
7. Sychyk, M., Stasyuk, Y., Savkina, M., Sorochan, E., Maksymenko, V. (2016), "Method of destruction of the pathological excitation sources in the heart by original monopolar electrode", *Transactions of National technical university of Ukraine "Ryiv politechnik institute". Part: Radiotechnique. Radioapparatus building*, issue 65, pp. 108-118.
8. Zhang, B., Moser, M.A.J., Zhang, E.M., Luo, Y., Liu, C., Zhang, W. (2016), "A review of radiofrequency ablation: Large target tissue necrosis and mathematical modeling", *Physica Medica*, vol. 32, issue. 8, pp. 961-971.
9. Wang, K., Tavakkoli, F., Wang, S., Vafai, K. (2015), "Analysis and analytical characterization of bioheat transfer during radiofrequency ablation", *Journal of Biomechanics*, volume 48, issue 6, pp. 930-940.
10. Gonzalez-Suarez, A., Trujillo, M., Burdno, F., Andaluz, A., Berjano, E. (2014), "Computational and experimental study of the heat sink effect of blood flow inside large vessels as a protective mechanism during RF-assisted surgical resection", *British journal of surgery*, vol. 101, p. 14.

Стаття надійшла 14.06.2017.