

УДК 612.172.4

**МОДЕЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ТА ТЕРМОДИНАМІЧНОГО ВПЛИВУ
РАДІОЧАСТОТНОЇ АБЛЯЦІЇ НА МІОКАРД В ПРОГРАМІ COMSOL MULTIPHYSICS 4.3a**

М. М. Сичик^{1,2}, В. Б. Максименко^{1,2}, Ю. П. Стасюк¹, Є. Г. Сорочан^{1,2}, М. В. Савкіна¹

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
просп. Перемоги, 37, м. Київ, 03056, Україна

²Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М. М. Амосова НАМН України»
вул. М. Амосова, 6, м. Київ, 03110, Україна. E-mail: marina_bm51@mail.ru

Розроблено математичну модель радіочастотної абляції міокарда та досліджено незворотні температурні зміни і руйнування електричним струмом тканин різних ділянок серця в залежності від характеристик електрода та параметрів РЧ енергії. В моделі реалізовано три фізичні модулі: дію електричного струму на міокард, рівняння теплообміну в біологічній тканині, тепловідведення з поверхні серця потоком крові. Для моделювання умов середовища взаємодії використовувалися різні коефіцієнти питомої теплоємності міокарду та ефективні і безпечні для тканин серця значення потужності РЧ струму і температури електрода, які були отримані з дослідження та аналізу транскатетерних процедур радіочастотної абляції. В якості критеріїв оцінки результатів моделювання були обрані розміри пошкодження, максимальна температура прогріву тканини міокарду та локальні значення температури. Були виявлені і підтверджені відмінності термодинамічних властивостей міокарду різних ділянок серця від дії на них РЧ струму. Показано, що температурні зміни і розміри пошкодження тканин залежали від різних параметрів РЧ енергії та розміру електрода. Виконана клінічна верифікація результатів моделювання при процедурах радіочастотної абляції в умовах операційної та оцінка розмірів деструкції за допомогою магнітно-резонансної томографії.

Ключові слова: радіочастотна абляція, електричний струм, теплообмін, потужність, температура.

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО И ТЕРМОДИНАМИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ
РАДИОЧАСТОТНОЙ АБЛЯЦИИ НА МИОКАРД В ПРОГРАММЕ COMSOL MULTIPHYSICS 4.3a**

М. М. Сычик^{1,2}, В. Б. Максименко^{1,2}, Ю. П. Стасюк¹, Е. Г. Сорочан^{1,2}, М. В. Савкина¹

¹Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»
просп. Победы, 37, г. Киев, 03056, Украина

²Государственное учреждение «Национальный институт сердечно-сосудистой хирургии им. Н.М. Амосова НАМН Украины»
ул. Н. Амосова, 6, г. Киев, 03110, Украина. E-mail: marina_bm51@mail.ru

Разработана математическая модель радиочастотной абляции миокарда и исследованы необратимые температурные изменения и разрушения электрическим током тканей различных участков сердца в зависимости от характеристик электрода и параметров РЧ энергии. В модели реализовано три физические модули: действие электрического тока на миокард, уравнения теплообмена в биологической ткани, теплоотведение с поверхности сердца потоком крови. Для моделирования условий среды взаимодействия использовались различные коэффициенты удельной теплоемкости миокарда и эффективные и безопасные для тканей сердца значения мощности РЧ тока и температуры электрода, которые были получены по исследованию и анализу транскатетерных процедур радиочастотной абляции. В качестве критериев оценки результатов моделирования были выбраны размеры повреждения, максимальная температура прогрева ткани миокарда и локальные температуры. Были выявлены и подтверждены различия термодинамических свойств миокарда различных участков сердца от воздействия на них РЧ тока. Показано, что температурные изменения и размеры повреждения тканей зависели от различных параметров РЧ энергии и размера электрода. Выполнена клиническая верификация результатов моделирования при процедурах радиочастотной абляции в условиях операционной и оценка размеров деструкции с помощью магнитно-резонансной томографии.

Ключевые слова: радиочастотная абляция, электрический ток, теплообмен, мощность, температура.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. Нагрівання і руйнування радіочастотним струмом тканини міокарду серця використовується як основний радикальний метод лікування аритмій [1]. Питання глибини пошкодження міокарду при різних режимах радіочастотної абляції (РЧА) для різних зон деструкції досліджено в ряді клінічних робіт [2], а також в експерименті [3], що дозволило встановити залежність між частотно-амплітудними характеристиками РЧА та обсягом і глибиною пошкодження міокарду. В той же час маловивченими лишаються процеси температурних змін та пошкоджень електричним струмом оточуючих абляційний електрод тканин в залежності від характеристик електрода та параметрів радіочастотної енергії.

Мета роботи – математичне моделювання фізичних процесів взаємодії електрода, потоку крові і міокарда при радіочастотній абляції в умовах реально працюючого серця.

Метою моделювання була візуалізація в 2D перерізі ступеню теплового пошкодження міокарду і глибини проникнення радіочастотного струму в залежності від характеристик електричного та термодинамічного впливу і геометрії та умов середовища взаємодії.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. РЧА виконується під рентгенівським контролем спеціальним трансвенозним катетером з термодатчиком на його дистальному електроді. Термодатчик вимірює температуру дотичної ділянки міокарда і

реєструє її на дисплеї РЧ генератору, $37 \pm 2^\circ \text{C}$. При РЧА відбувається резистивне нагрівання міокарду електричним струмом на глибині від 1 до 3 мм, в перші 7–10 с. впливу. В наступні 30–60 с. включається в дію провідне нагрівання оточуючої тканини. Глибина проникнення залежить від встановленої потужності радіочастотного струму, часу впливу та ступеню тепловідведення потоком крові. При температурі тканини вище 50°C відбувається необоротне руйнування білків і міокард втрачає властивість до утворення і проведення імпульсу, що бере участь в механізмі аритмії. При температурі вище 70°C виникає обуглення з утворенням пухирців газу, і як можливий результат – розрив поверхні тканини, що є ускладненням і неприпустимим в клінічній практиці. Тому бажаний нагрів тканини міокарду для безпечної і ефективної абляції становить $50\text{--}60^\circ \text{C}$. Проте спрацьовує правило терморегуляції у віддалених ділянках міокарду. Температура яка досягається в момент абляції і вимірюється термодатчиком – це температура на поверхні міокарду. На глибині вона поступово зменшується, щоб зрівноважити теплові процеси в тканині, і за законами термодинаміки можуть виникати зворотні процеси у відновленні провідної функції міокарду і як наслідок рецидиви аритмії. Тому важливо, щоб температурні зміни, необхідні для повного трансмурального пошкодження міокарду, досягали вище 50°C на глибині, що відповідає товщині ділянки серця, в якій наноситься РЧА.

В основу даної роботи покладена оцінка глибини проникнення та температурних полів взаємодії радіочастотного струму з тканиною міокарду для різних параметрів потужності, тривалості електричного впливу, геометрії та умов середовища взаємодії на основі математичного моделювання РЧА міокарду [4–8].

В якості програмного продукту для моделювання електричного та термодинамічного впливу РЧА на міокард була обрана програма Comsol Multiphysics 4.3a.

У створеній моделі реалізовано одночасно три фізичні модулі:

1) RF Module – змодлював проходження між двома електродами (активним і пасивним) електричного струму в радіочастотному діапазоні, який зумовлював резистивне нагрівання біологічної тканини в дотичній до активного електроду ділянці. Процес резистивного нагрівання в RF Module описувався рівнянням Лапласа (1):

$$-\nabla \cdot (\sigma \nabla V) = 0, \quad (1)$$

де V – електричний потенціал, V ; σ – електропровідність тканини, $\text{См}/\text{м}$.

2) Heat Transfer Module – доповнив модель електричного пошкодження міокарду провідним нагріванням за рахунок теплообміну та теплопровідності внаслідок фрикційного руху молекул речовини.

Рівняння теплообміну в біологічній тканині, що застосовувалося в Heat Transfer Module:

$$\rho c u \cdot \nabla T = \nabla \cdot (k \nabla T) + Q_{met} + Q_{ext}, \quad (2)$$

де ρ – густина речовини, $\text{кг}/\text{м}^3$; c – питома теплопровідність речовини, $\text{Дж}/(\text{кг} \cdot \text{К})$; u – початкова температура міокарду, 37°C ; k – коефіцієнт теплопровідності, $\text{Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$; ∇T – градієнт температури міокарду (температура в області x в період часу t), К ; $\vec{q} = -k \nabla T$ – питомий тепловий потік згідно закону теплопровідності Фур'є; Q_{met} і Q_{ext} – кількість тепла, що виділяється від метаболізму і зовнішнього середовища, $\text{Вт}/\text{м}^3$.

3) Heat Transfer in Fluids Module – завершив модель додатковим блоком ламінарного потоку крові зі змінюваними лінійною швидкістю і питомою теплоємністю для відтворення різних умов середовища взаємодії для різних ділянок серця.

Алгоритм моделювання схематично наведений на рис. 1.

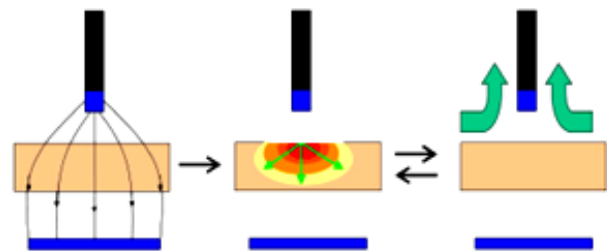


Рисунок 1 – Біофізика та три етапи моделювання радіочастотної абляції міокарду

Комплексна модель складалася з трьох елементів: електрод, тканина міокарду і кров. В програмі вони описувалися за допомогою термодинамічних коефіцієнтів, значення яких наведені в табл. 1 [9].

Таблиця 1 – Параметри матеріалів моделі.

Позначення	ρ , $\text{кг}/\text{м}^3$	c , $\text{Дж}/(\text{кг} \cdot \text{К})$	k , $\text{Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$	σ , $\text{См}/\text{м}$
Електрод	21500	132	71	$4 \cdot 10^6$
Тканина міокарду	1200	3200	0,55	0,222
Кров	1000	4180	0,543	0,667

Інтерфейс моделювання показаний на рис. 2.

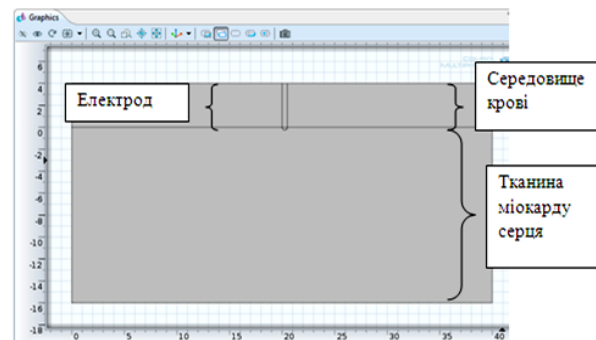


Рисунок 2 – Графічна модель середовища РЧА в Comsol Multiphysics 4.3a

Моделювання виконувалося в 2D режимі, в якому наглядно аналізувати глибину, ширину пошкодження та температурні зміни в тканині на різних рівнях (рис. 3).

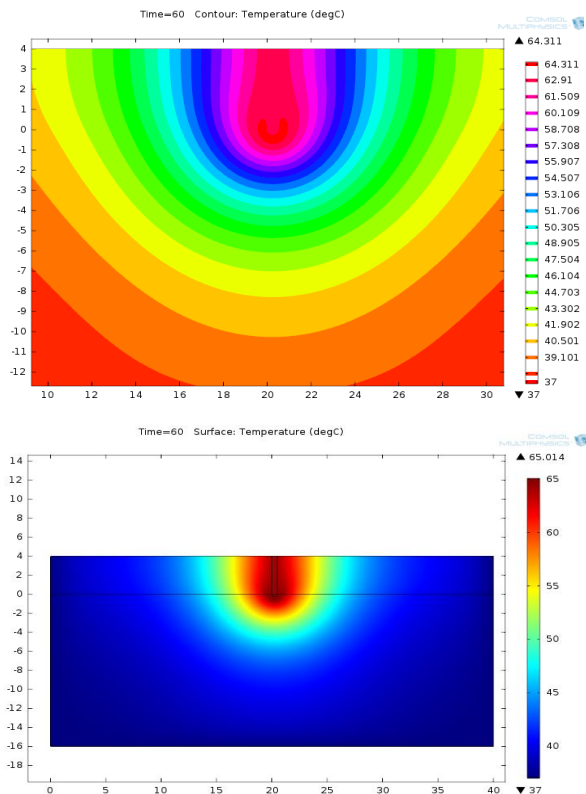


Рисунок 3 – Ізотермічний контур при моделюванні РЧА тканин міокарду

Для дослідження використана база даних характеристик РЧА (I – сила струму, mA ; U – напруга, V ; P – потужність, Wm ; t – тривалість впливу, s ; T – температура на кінчику електрода, $^{\circ}C$) та її ефективності (зміни амплітуди потенціалів в зоні впливу, mV) при транскатетерній ендокардіальній абляції у 175 хворих по 10–50 точках для різних типів аритмій і ділянок радіочастотного впливу.

Ефективні та безпечні значення параметрів РЧА були взяті з клінічних електрофізіологічних досліджень та успішних процедур радіочастотної абляції, які виконувались за наступним алгоритмом. Джерела патологічного збудження визначалися шляхом транскатетерного картування ендокарду із фіксацією характеристик його електричних потенціалів, параметрів РЧА за допомогою системи для електрофізіологічних досліджень Bard (Bard, США) та електроанатомічним 3-D картуванням ендокардіальної поверхні і локалізації джерела патологічного збудження, що потребувало деструкції за допомогою навігаційної системи Ensite Velocity NavX (St. Jude, США).

На основі отриманих активаційних карт здійснювалась РЧА ділянок патологічного збудження міокарду внутрішньовенними транскатетерними електродами (Biosense Webster, США), показаними на рис. 4. Здійснення РЧА в кожному випадку і

запис потенціалів з тканини серця для оцінки ефективності їх вилучення виконувалися одним і тим же електродом, розмір якого обирався в залежності від ділянки серця і типу аритмії.



Рисунок 4 – Типорозміри електродів (Biosense Webster, США) для РЧА.

Критеріями ефективності РЧА були:

- 1) Падіння амплітуди сигналу на записі електрограми з ендокардіального електрода нижче $0,5 mV$ (значення характерне для рубцевої тканини, яка не має здатності до провідності і генерації потенціалів в міокарді);
- 2) Падіння імпедансу в $5-10 \text{ Ом}$, що реєструвалося на дисплеї генератора і свідчило про зміни опору і електропровідності пошкодженої тканини;
- 3) Підвищення температури на кінчику електрода вище $50^{\circ}C$, що було показником незворотних ефектів пошкодження білкової структури міокарду [4–6].

Тривалість РЧ впливу обумовлювалася досягненням цих трьох критеріїв.

Критерієм точності моделювання було вимірювання розмірів пошкодження радіочастотною абляцією тканин міокарда на зрізах МРТ (Toshiba, Японія), яке виконувалося пацієнтам після проведення процедури РЧА (рис. 5).

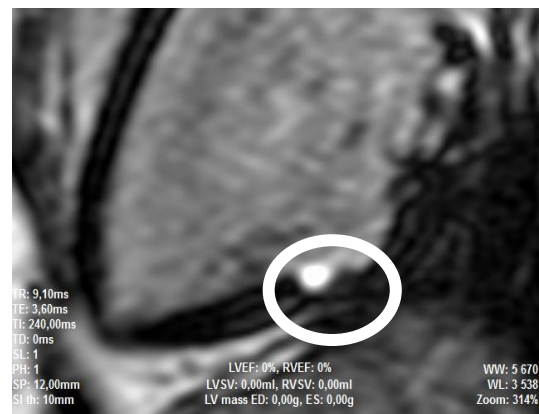


Рисунок 5 – Розміри та геометрія деструкції радіочастотною абляцією міокарду на зрізах МРТ

Була отримана база даних параметрів РЧА субстратів різних типів аритмій з метою подальшого дослідження їх при моделюванні в програмі Comsol Multiphysics 4.3a (табл. 2).

Таблиця 2 – Середні значення параметрів РЧА субстратів різних типів аритмій (N = 250 процедур РЧА, n = 3227 точок РЧ аплікацій, p < 0,05)

Тип аритмії	Тип електро-ду	Потужність, Вт	Температура, °C	Час впливу, с
Синдром Вольфа-Паркінсона-Вайта (ВПВ)	4 мм	30±10	58±3	30–60
Атріовентрикулярна вузлова реципрокна тахікардія (АВВРТ)	4 мм	24±7	53±2	30–40
Тріпотіння передсердь (ТП)	8 мм	60±16	60±7	60–80
Фібриляція передсердь (ФП)	3,5 мм з охолодженням	30±8	45±4	30–50
Шлуночкова тахікардія (ШТ), екстрасистолія (ШЕ)	4 мм	50±15	59±7	60–80

Різні типи аритмій характеризувалися різними ділянками серця, що брали участь в механізмі їх виникнення та підтримки.

Різниця в параметрах РЧА для різних ділянок пояснювалася різною товщиною міокарду, що підлягла деструкції та різним ступенем тепловідведення від потоку постійно циркулюючої крові (табл. 3).

Таблиця 3 – Розміри ділянок серця, що відповідають за механізм аритмії та піддають РЧА [10]

Тип аритмії	Зона радіочастотного впливу	Розміри
ВПВ	Передсердно-шлуночкова борозна, додатковий шлях проведення	товщина 6–8 мм
АВВРТ	«Повільний шлях» АВ з'єднання, задня частина міжпередсердної перегородки	довжина 5–6 мм, ширина 2–4 мм, товщина 1,5 мм
ТП	Праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок	товщина 2–3 мм, довжина перешийку 25 мм
ФП, ПТ	Ліве передсердя, гирла легеневих вен	товщина 2–3 мм
ШТ, ШЕ	Правий та лівий шлуночок	товщина 4–6 мм та 9–11 мм

Для різних типів аритмій за допомогою рівнянь регресії отримано аналітичну форму зв'язку між варіацією послідовностей температури та потужності. Ці рівняння якісно та кількісно характеризують термодинамічні властивості різних ділянок серця, показують взаємний вплив морфо-функціональних особливостей анатомічних субстратів аритмії і необхідної ефективної потужності для їх вилучення (табл. 4).

Таблиця 4 – Рівняння залежності температури ділянки міокарда (Т) від прикладеної потужності РЧА (Р)

Зона радіочастотного впливу	Кількість точок деструкції	Рівняння, (p ≤ 0,05)
Передсердно-шлуночкова борозна	571	T = 0,145*P + 53,72
«Повільний шлях» АВ з'єднання	251	T = 0,658*P + 36,01
Праве передсердя, кава-трикуспідальний перешийок	474	T = 0,225*P + 53,32
Ліве передсердя, гирла легеневих вен	1424	T = 0,194*P + 48,98
Правий та лівий шлуночок	502	T = 0,059*P + 55,657

З отриманих рівнянь регресії для різних ділянок серця, що беруть участь в аритмії і підлягають РЧА був виконаний розрахунок масової теплоємності міокарда – коефіцієнт температуропровідності. Температурні зміни, що викликають незворотні процеси руйнування провідної функції міокарда, мають відбуватися на глибині, що відповідає максимальним значенням товщини різних ділянок серця.

Згідно першого закону термодинаміки від дії електричного струму при РЧА виникає енергія теплової хвилі, що спрямовується на нагрівання міокарду:

$$Q_{RFA} = Q_{heating} ,$$

$$Q_{RFA} = P \cdot t ,$$

$$Q_{heating} = m \cdot c \cdot \Delta T ,$$

$$P \cdot t = m \cdot c \cdot \Delta T ,$$

$$c = \frac{P \cdot t}{m \cdot \Delta T} ,$$

де Q – тепло, Дж; m – маса тканини міокарда, кг; T – температура міокарда, °C; P – потужність РЧ струму, Вт; t – час впливу, с; c – масова теплоємність міокарда, Дж/(кг·K).

Розраховані значення теплоємності різних термодинамічних ділянок міокарду, що включають в себе різницю їх термодинамічних властивостей і температуропровідності, наведені в табл. 5.

Таблиця 5 – Масова теплоємність різних термодинамічних ділянок міокарду, p < 0,05

Зона впливу	Максимальна товщина міокарду	Масова теплоємність, Дж/кг·K
Передсердно-шлуночкова борозна	8	18,7±0,5
Праве передсердя («повільний шлях» АВ-вузла)	1,5	15,1±0,8
Праве передсердя (кава-трикуспідальний перешийок)	3	31,2±0,4
Ліве передсердя (гирла легеневих вен)	3	18,8±0,7
Правий та лівий шлуночок	10	29,7±0,5

Графічно було розроблено три модифікації моделі для конфігурацій електродів: 4 мм, 8 мм без активного охолодження та 3,5 мм з активним охолодженням. Експериментальне дослідження моделей показало залежність глибини проникнення радіочастотного струму, форми та значень температурних полів від довжини електроду, потужності РЧ струму та тривалості його дії (рис. 6).

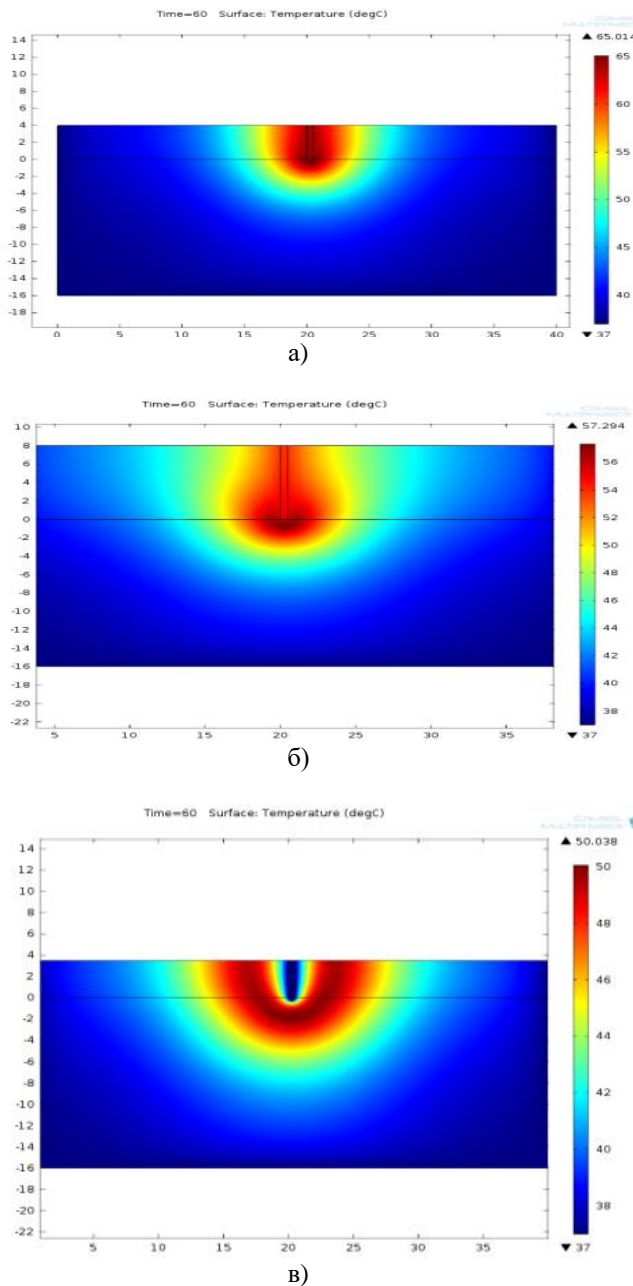


Рисунок 6 – Форма та значення температурних полів від довжини абляційного електроду: (а) – 4 мм електрод без охолодження; (б) – 8 мм електрод без охолодження; (в) – 3,5 мм електрод з охолодженням.

Параметри РЧ впливу однакові: потужність РЧ струму – 30 Вт, час дії – 60 с, термодинамічна ділянка міокарду – праве передсердя (кава-трикуспідальний перешийок), питома теплоємність – 31,2 Дж/(кг·К)

На даному етапі моделювання була помічена закономірність, що значна частка електричного струму втрачалася в безпосередній близькості до електроду за рахунок тепловідведення від потоку крові. Тобто простежувалося явище температурного градієнту для різних за довжиною абляційних електродів. При відсутності активного охолодження, використання більш короткого електроду – 4 мм на невеликих потужностях збільшувало глибину поля (максимальна температура – 65,01° С, температура 50° С – на глибині 4 мм) у порівнянні з довшим електродом – 8 мм (максимальна температура – 57,29° С, температура 50° С – на глибині 3 мм), (відповідно: рис. 7 а і 7 б). Це пояснювалося більшою поверхнею тепловідведення 8 мм електроду в оточуюче середовище. Більше тепловідведення надавало перевагу використанню 8 мм електроду на вищих вихідних потужностях генератора. Температура електроду не досягала значень температурної відсічки (65,5° С – запрограмована РЧ генератором як захист від перегрівання тканини міокарду) протягом тривалішого часового періоду. Це дозволяло збільшувати глибину деструкції. Застосування 3,5 мм електроду з активним охолодженням значно зменшувало температуру самого електроду і збільшувало глибину і довжину деструкції (максимальна температура – 50,03° С, температура 50° С – на глибині 3 мм) (рис. 7 в).

Підвищення потужності РЧ струму та тривалості його дії на тканину дозволяло досягати вищої температури в глибших шарах міокарду. Був проведений аналіз цих змін для різних умов середовища взаємодії, які задавалися різними значеннями питомої теплоємності тканини міокарду та значеннями потужності впливу і розміром абляційного електроду. Величина потужності радіочастотного струму, характер розповсюдження теплової хвилі, значення температури залежали від питомої теплоємності міокарду, що підтверджує необхідність вибору оптимальних параметрів РЧА для різних ділянок серця.

ВИСНОВКИ. Розроблена в Comsol Multiphysics 4.3a модель відтворює фізичні процеси дії резистивного нагрівання від радіочастотного струму та провідного нагрівання від теплообміну в біологічній тканині міокарда наближені до умов реально працюючого серця і потоку крові.

Наглядне представлення результатів моделювання у формі вибору параметрів впливу на оточуючий електрод тканини серця з урахуванням глибини проникнення радіочастотного струму та візуалізації ступеню теплового пошкодження міокарду в 2D перерізі має практичне значення для розширення розуміння процедури РЧА в клінічній практиці.

Величезна подяка за надані матеріали клінічного застосування радіочастотної абляції при лікуванні аритмій та верифікацію результатів дослідження виноситься 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. Lai Y.C., Choy Y.B., Haemmerich D., Vorperian V.R., Webster J.G. / Lesion size estimator of cardiac radiofrequency ablation at different common locations with different tip temperatures. // *IEEE Trans Biomed Eng.* – 2004. – Vol. 51. – PP. 1859–1864.
2. Lopez Molina J.A., Rivera M.J., Trujillo M., Berjano E.J. / Thermal modeling for pulsed radiofrequency ablation: analytical study based on hyperbolic heat conduction. // *Med Phys.* – 2009. – Vol. 36. – PP. 1112–1119.
3. Rivera M.J., Lopez Molina J.A., Trujillo M., Romero-Garcia V., Berjano E.J. / Analytical validation of COMSOL Multiphysics for theoretical models of Radiofrequency ablation including the Hyperbolic Bioheat transfer equation. // *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* – 2010. – PP. 3214–3217.
4. Shih T.C., Kou H.S., Liah C.T., Lin W.L. / The impact of thermal wave characteristics on thermal dose distribution during thermal therapy: a numerical study. // *Med Phys.* – 2005. – Vol. 32. – PP. 3029–3036.
5. Tungjitkusolmun S., Hong C., Jang-Zern T., Webster J.G. / Using ANSYS for three-dimensional electricalthermal models for radio-frequency catheter

ablation. // *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE.* – 1997. – PP. 161–164.

6. Fuentes D., Cardan R., Stafford R.J., Yung J., Dodd G.D., Feng Y. / High-fidelity Computer Models for Prospective Treatment Planning of Radiofrequency Ablation with In Vitro Experimental Correlation. // *J Vasc Interv Radiol.* – 2010. – Vol. 21. – PP. 1725–1732.

7. Wood B.J., Locklin J.K., Viswanathan A. / Technologies for guidance of radiofrequency ablation in the multimodality interventional suite of the future. // *J Vasc Interv Radiol.* – 2007. – Vol. 18. – PP. 9–24.

8. Chen C.R., Miga M.I., Galloway Jr.R.L. / Optimizing electrode placement using finite-element models in radiofrequency ablation treatment planning. // *IEEE Trans Biomed Eng.* – 2009. – Vol. 56. – PP. 237–245.

9. Chang I.A., Nguyen U.D. / Thermal modeling of lesion growth with radiofrequency ablation devices. // *Biomed Eng Online.* – 2004. – Vol. 3. – PP. 27.

10. Zhang Q., Chung Y.C., Lewin J.S., Duerk J.L. / A method for simultaneous RF ablation and MRI. // *J Magn Reson Imaging.* – 2005. – Vol. 8. – PP. 110–114.

MODELLING OF ELECTRICAL AND THERMODYNAMICAL EXPOSURE

OF RADIOFREQUENCY ABLATION ON MYOCARDIUM IN COMSOL MULTIPHYSICS 4.3a

M. Sychyk^{1,2}, V. Maksymenko^{1,2}, Y. Stasyk¹, E. Sorochan^{1,2}, M. Savkina¹

¹National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»

prosp. Pobedy, 37, Kyiv, 03056, Ukraine

²State Institution «M.M. Amosov National Institute of Cardiovascular Surgery Ukraine NAMS of Ukraine»

vul. Amosova, 6, Kyiv, 03110, Ukraine. E-mail: marina_bm51@mail.ru

Purpose. The heat and destruction of myocardial tissue of the heart by the radiofrequency current is the main radical treatment of cardiac arrhythmias. This work is dedicated to the development of the mathematical model of myocardium radiofrequency ablation (RFA) and study of the irreversible temperature changes and destruction of different parts of the heart tissue by electric current, depending on the electrode characteristics and RF energy parameters. **Methodology.** The three physical modules were implemented in the model: the effect of electric current on the myocardium, the equation of heat transfer in biological tissue, heat dissipation from the heart surface by blood flow. Components of the model (electrode, myocardial tissue and blood) were described using thermodynamic coefficient: density, thermal conductivity, electrical conductivity of the substance. Modeling was performed in 2D mode, which clearly analyzes the depth and breadth of damage and temperature changes in tissue at different levels. **Results.** The model modification for three sizes of electrodes was developed and researched: 4 mm and 8 mm without cooling, 3.5 mm with active cooling. To simulate of environment interaction conditions was used different ratios of specific heat capacity of the myocardium and effective and safe for the heart tissue values of power RF current and temperature electrode, which were obtained from the study and analysis of RFA transcatheter procedures. **Originality.** The destruction size, maximum temperature of the warm-up of myocardial tissue, and local temperatures were selected as the criteria for evaluation of the results of modeling. Depending on the myocardium thermodynamic properties of different heart parts from the RF current exposed were detected and confirmed. It was shown that temperature changes and the size of tissue destruction depended from various parameters of RF energy and the size of the electrode. **Practical value.** Study was completed by clinical verification of simulation results during the procedures of radiofrequency ablation of arrhythmia substrates in the operating conditions of the X-ray and evaluation of the destruction size using magnetic resonance imaging. References 10, tables 5, figures 6.

Key words: radiofrequency ablation, electric current, heat, power, temperature.

REFERENCES

1. Lai, Y.C., Choy, Y.B., Haemmerich, D., Vorperian, V.R., and Webster, J.G. (2004), "Lesion size estimator of cardiac radiofrequency ablation at different

common locations with different tip temperatures", *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 51, pp. 1859–1864.

2. Lopez, M.J.A., Rivera, M.J., Trujillo, M., and Berjano, E.J. (2009), "Thermal modeling for pulsed

radiofrequency ablation: analytical study based on hyperbolic heat conduction", *Med Phys*, vol. 36, pp. 1112–1119.

3. Rivera, M.J., Lopez, M.J.A., Trujillo, M., Romero-Garcia, V., and Berjano, E.J. (2010), "Analytical validation of COMSOL Multiphysics for theoretical models of Radiofrequency ablation including the Hyperbolic Bioheat transfer equation", *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, pp. 3214–3217.

4. Shih, T.C., Kou, H.S., Liauh, C.T., and Lin, W.L. (2005), "The impact of thermal wave characteristics on thermal dose distribution during thermal therapy: a numerical study", *Med Phys.*, vol. 32., pp. 3029–3036.

5. Tungjikusolmun, S., Hong, C., Jang-Zern, T., and Webster, J.G. (1997), "Using ANSYS for three-dimensional electricalthermal models for radiofrequency catheter ablation", *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 161–164.

6. Fuentes, D., Cardan, R., Stafford, R.J., Yung, J., Dodd, G.D., and Feng, Y. (2010), "High-fidelity Computer Models for Prospective Treatment Planning

of Radiofrequency Ablation with In Vitro Experimental Correlation", *J. Vasc Interv Radiol.*, vol. 21, pp. 1725–1732.

7. Wood, B.J., Locklin, J.K., and Viswanathan, A. (2007), "Technologies for guidance of radiofrequency ablation in the multimodality interventional suite of the future", *J. Vasc Interv Radiol.*, vol. 18, pp. 9–24.

8. Chen, C.R., Miga, M.I., and Galloway, Jr.R.L. (2009), "Optimizing electrode placement using finite-element models in radiofrequency ablation treatment planning", *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 56., pp. 237–245.

9. Chang, I.A., and Nguyen, U.D. (2004), "Thermal modeling of lesion growth with radiofrequency ablation devices", *Biomed Eng Online.*, vol. 3, p. 27.

10. Zhang, Q., Chung, Y.C., Lewin, J.S., and Duerk, J.L. (2005), "A method for simultaneous RF ablation and MRI", *J. Magn Reson Imaging*, vol. 8., pp 110–114.

Стаття надійшла 29.09.2015.