

Дослідження роздільного впливу потужності та температури електродів на розміри зони деструкції при радіочастотній катетерній абляції в експерименті

М. Сичик^{1,2}, д.мед.н., проф. В. Максименко^{1,2}, Б. Кравчук¹, Б. Бацак¹,
О. Парацій¹, Р. Малярчук¹, В. Леончук¹,
Є. Перепека¹, М. Петканич¹

¹ Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова АМН України» (03110, м. Київ, вул. М. Амосова, 6; тел.: (044) 275-43-22)

² Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут» (03056, м. Київ, вул. академіка Янгеля 16/2, 5 поверх, факультет біомедичної інженерії; тел.: (044) 406-85-74)

Abstract: The work is devoted to research of catheter radiofrequency ablation modes (CRFA) in the treatment of the heart pathways disease. Lesions sizes of myocardial tissue during CRFA have been obtained in the experiment depending on output of the generator power, the electrode temperature, the size of electrode tip, duration of RF exposure. The work gives suggestions for optimal catheter radiofrequency ablation modes.

Key words: catheter radiofrequency ablation, lesions sizes, myocardial tissue, generator power, electrode temperature, optimal ablation modes.

Вступ. Робота присвячена дослідженню роздільного впливу потужності та температури радіочастотної енергії в залежності від ділянки серця, в якій відбувається деструкція. Були проаналізовані експериментальні дані взаємозв'язків регульованих та сталих параметрів енергії радіочастотної абляції двох режимів (контролю потужності та контролю температури) і типорозмірів абляційних електродів із розмірами зони деструкції. Визначені рекомендовані ефективні режими та параметри радіочастотної абляції для різних ділянок серця, виходячи з міркувань безпеки та досягнення бажаних розмірів пошкодження тканин серця для лікування аритмій.

Актуальність. Стандартні процедури катетерної радіочастотної абляції (РЧА), які широко використовуються для лікування тахіаритмій, складають за даними 2013 року у своїй питомій вазі 44 операції на 1 млн. населення України [1].

Найбільш ефективним методом лікування і предиктором подальшого виникнення аритмій є руйнування патологічного вогнища радіочастотним струмом в діапазоні від 350 до 500 кГц [2]. Регулювання руйнівного ефекту, як правило, здійснюється шляхом довільної зміни потужності струму та температури електроду в певному інтервалі часу. В клінічних умовах використовуються два варіанти методу РЧА. В одному з варіантів, інтервал часу радіочастотного впливу на тканину серця регулюється автоматичною «відсічкою» напруги при досягненні температури $66,5 \pm 0,5^\circ\text{C}$. Так званий «режим контролю потужності» [3]. Другим варіантом методики є блокування «відсічки» і досягнення більш тривалого впливу високої температури – «режим контролю температури» [4]. Остаточний вибір варіанту РЧА, в

залежності від ділянки серця, в якій відбувається деструкція, є предметом дискусії і потребує наукового обґрунтування [5].

Мета дослідження полягала у виборі оптимальних варіантів РЧА для досягнення бажаних розмірів деструкції.

Дослідження виконувалось для відстеження взаємозв'язків регульованих та сталих параметрів РЧА із розмірами зони деструкції [6].

Матеріали і методи.

В якості дослідних зразків тканини було використано міокард свині в його ендокардіальній частині, отриманий через декілька годин після перебування в стані фармако-холодової гібернації спеціальним кардіоплегічним розчином, за умови максимального збереження характеристик його життєдіяльності, що підтверджувалось проявами фібриляції міоцитів після перенесення в розчин Рингера. В експерименті були застосовані РЧ генератор Stockert EP-Shuttle та абляційні катетери компанії Biosense Webster. Розташування абляційного електроду встановлювалося перпендикулярно до тканини. Ширина та глибина отриманих деструкцій вимірювались на розрізі тканини за допомогою штангенциркуля з технічною похибкою $\pm 0,05\text{мм}$ та відповідали вимогам клінічного застосування методу.

Експерименти виконувалися у двох режимах роботи радіочастотного генератора:

– в першій групі з 70 досліджень, в режимі контролю вихідної потужності, встановлювалися номінальні значення енергії – 5 Вт, 10 Вт, 20 Вт, 40 Вт; температура відсічка $95 \pm 0,5^\circ\text{C}$. За таких умов тривалість впливу регулювалася незалежно від оператора і, відповідно автоматичному відключенню, коливалася в межах від 22 до 60 с.

– у другій групі з 60 досліджень, в режимі контролю вихідної температури, задавались номінальні значення – 55°C , 65°C , 75°C , блокувалася можливість температурної «відсічки». Тривалість радіочастотного впливу була постійною – 60 с. Потужність впливу обиралась автоматично в залежності від заданої оператором температури, час досягнення якої становив 5-10 с.

В обох групах досліджувалися розміри деструкції в залежності також від розмірів абляційних електродів: 4 мм і 8 мм.

Результати та обговорення.

У першій групі експериментального дослідження впливу потужності на розмір деструкції були отримані результати (табл. 1, підрозділ I), які вказують на те, що (в режимі контролю потужності) для

електроду довжиною 4 мм, радіочастотна абляція дозволяла досягнути максимальних розмірів деструкції (ширина – 10,6 мм, глибина – 5,7 мм) на потужностях близько 10 Вт.

Таблиця 1 – Залежність розмірів пошкодження міокарду від потужності, температури і часу радіочастотного впливу в експерименті. (n = 10 досліджень для кожного режиму, $\sum n = 130$, * $p < 0,05$ для розмірів пошкодження при різних режимах).

Електрод	Вихідна потужність, Вт	Середня температура електроду, °С	Середні розміри деструкції, мм				Примітки
			Ширина	±	Глибина	±	
I - Розміри пошкоджень абляційними електродами 4 мм і 8 мм в режимі контролю потужності							
4 мм	5	61,6	9,2	0,3	4,4	0,5	
4 мм	10	81,2	10,6	0,7	5,7	0,6	max t ⁰ відсічки – 95,5 °С; час впливу до відсічки – 25 с.
4 мм	20	69,5	6,0	0,2	3,4	0,2	max t ⁰ відсічки – 95,5 °С; час впливу до відсічки – 20 с.
8 мм	5	44,7	4,9	0,2	1,6	0,2	
8 мм	10	55,4	7,8	0,3	4,8	0,5	
8 мм	20	70,5	12,3	0,6	9,5	0,5	
8 мм	40	77,4	12,5	1,6	10,1	0,7	Мікровибухи
II - Розміри пошкоджень абляційними електродами 4 мм і 8 мм в режимі контролю температури							
4 мм	2,1	55	4,4	0,3	3,3	0,1	
4 мм	3,9	65	7,1	0,2	4,3	0,2	
4 мм	6,4	75	8,5	0,4	5,3	0,3	
8 мм	8,6	55	8,0	0,4	5,5	0,3	
8 мм	18,4	65	9,8	0,6	7,2	0,3	
8 мм	31,4	75	13,1	0,7	8,2	0,4	

При подальшому підвищенні потужності понад 10 Вт температура стрімко зростала, викликаючи автоматичне відключення подачі енергії при максимальній температурі 95,5°С, тому час впливу скорочувався до 20 с. і розміри пошкодження були меншими (ширина – 6,0 мм, глибина – 3,4 мм). Такої глибини пошкодження може бути недостатньо для ефективного руйнування джерела патологічного збудження.

При розмірах електроду 8 мм в умовах режиму контролю потужності в межах від 10 Вт до 40 Вт, «температурна відсічка» не відбувалась, оскільки внаслідок тепловідведення з більшої поверхні елек-

троду його температура не досягала значень (>95,5°С), необхідних для автоматичного відмикання. Тривалість радіочастотного впливу регулювалась в ручному режимі, а тому розміри пошкодження зростали пропорційно до кількості переданої енергії тканині, що дозволяло досягнути максимального пошкодження (ширина – 12,3 мм, глибина – 9,5 мм). Подача на електрод 8 мм потужності більше 40 Вт також не викликала температурної відсічки, але призводила до мікровибухів парів газу в тканині міокарда.

Наведені вище залежності графічно зображені на рисунку 1.

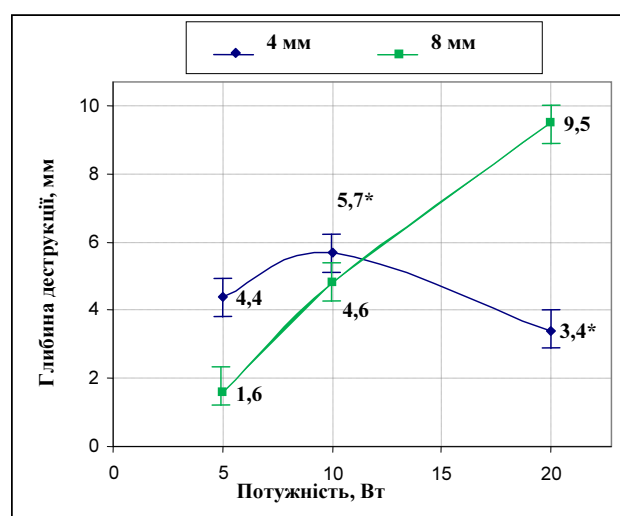
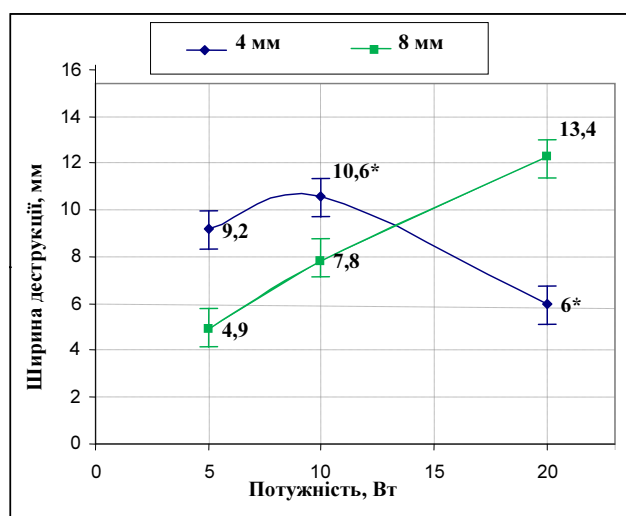


Рис.1 – Середні розміри утворюваної деструкції ($p < 0,05$) у режимі контролю вихідної потужності при розмірах електродів 4 і 8 мм та тривалості впливу 60 с (* – тривалість впливу 22 с, внаслідок температурної відсічки).

Друга група експериментів в режимі контролю температури електроду відкрила можливість уникнення негативних моментів передчасного припинення

процедури внаслідок «температурної відсічки» і попередження появи мікровибухів (табл. 1, підрозділ II). Тривалість впливу не скорочувалася і становила

60 с. для трьох номінальних значень температури електродів: 55 °С, 65 °С, 75 °С. В цих умовах отримана лінійна залежність розмірів деструкції від температури (рис. 2).

При розмірах електроду 4 мм ширина і глибина деструкції були меншими ніж при 8 мм електроді. Мінімальні розміри деструкції при температурі 55 °С

для електроду 4 мм становили: ширина – 4,4 мм, глибина – 3,3 мм; а для електроду 8 мм, відповідно, 8 мм і 5,5 мм. При температурі 75 °С були отримані максимальні розміри деструкції – для електроду 4 мм: ширина – 8,5 мм, глибина – 5,3 мм; і для 8 мм, відповідно: 13,1 мм і 8,2 мм.

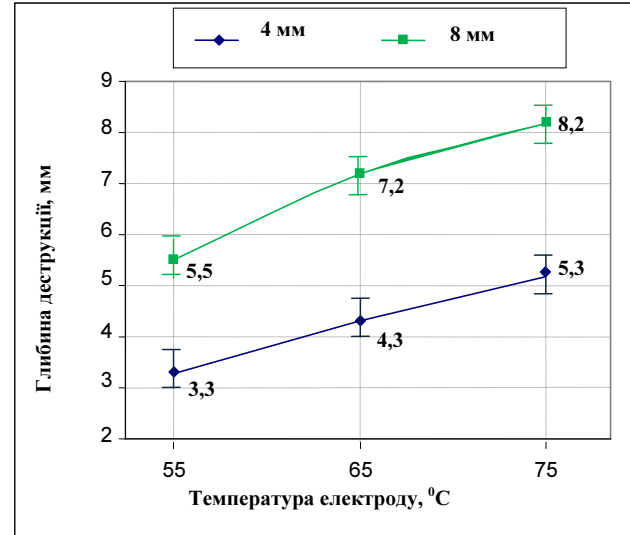
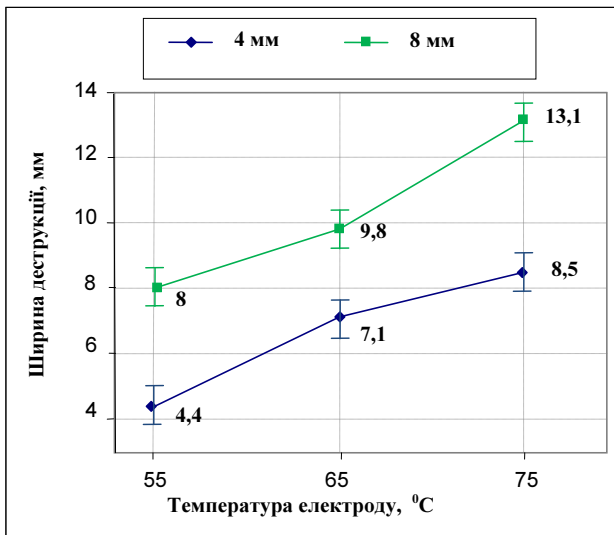


Рис. 2 – Середні розміри утвореної деструкції ($p < 0,05$) у режимі контролю температури при розмірах електродів 4 і 8 мм та тривалості впливу 60 с.

На рис. 3 показані графіки роздільного впливу величини переданої на міокард енергії радіочастотного струму, яка еквівалентна розмірам утворених пошкоджень, і значень температури нагрівання тка-

нини серця при двох варіантах радіочастотної абляції: в режимі контролю температури та в режимі контролю потужності.

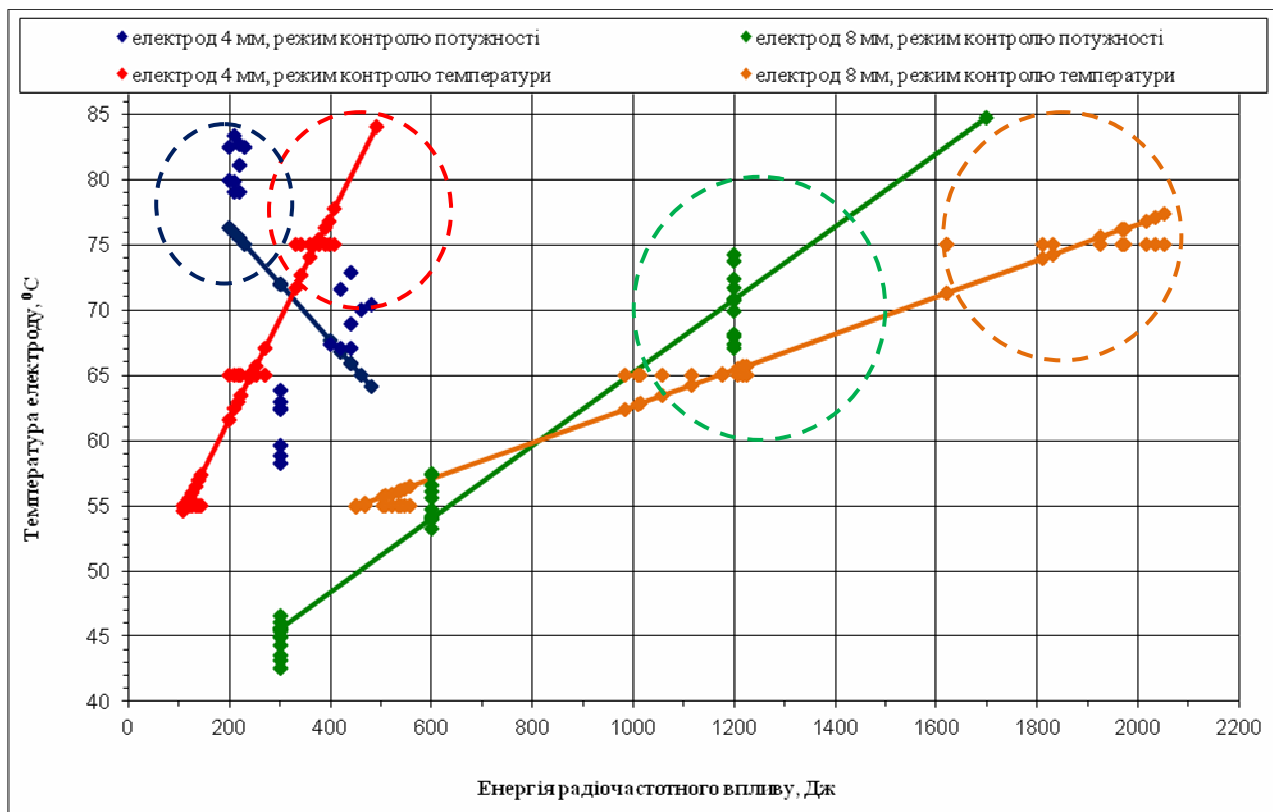


Рис. 3 – Залежність температури тканини і розмірів пошкодження від переданої на міокард енергії радіочастотного струму (коло окреслює характеристики абляції, які забезпечують безпечний і ефективний розмір деструкції).

Збільшення вихідної потужності призводить до підвищення температури електроду і зумовлює утворення більшої деструкції тканин міокарду. Величина корисної потужності радіочастотного струму, що доходить до тканини і утворює ефективне і безпечне трансмуральне пошкодження, залежить від довжини електроду.

Для ефективного використання електроду 4 мм, доцільно застосовувати його в режимі контролю температури, який дозволяє підводити до тканини серця більшу величину радіочастотної енергії, не

зумовлюючи перегрівання електроду і автоматичного припинення подачі струму.

Електрод 8 мм у свою чергу ефективніше працює в режимі контролю потужності, де він зумовлює швидше наростання енергії радіочастотного струму і утворення більшого за розміром пошкодження.

Отримані результати дозволяють обирати параметри радіочастотної абляції для досягнення безпечних розмірів деструкції в різних ділянках серця, товщини яких наведені в табл. 2 [1].

Таблиця 2 – Розміри ділянок серця, що відповідають за механізм аритмії та підлягають радіочастотній абляції.

Зона радіочастотного впливу	Розміри
Передсердно-шлуночкова борозна, навколо мітрального та трікуспідального клапанів, додатковий шлях проведення	товщина 1-8 мм
«Повільний шлях» АВ з'єднання, задня частина міжпередсердної перегородки	довжина 5-6 мм, ширина 2-4 мм, товщина 1,5 мм
Праве передсердя, кава-трікуспідальний перешийок	товщина стінки 2-3 мм, довжина перешийку 25 мм
Ліве передсердя, гирла легеневих вен	товщина стінки 2-3 мм
Правий та лівий шлуночок	товщина стінки 4-6 мм та 9-11 мм

Виходячи з міркувань безпеки, для роботи в ділянках серця з розмірами до 6 мм та по тонких стінках товщиною до 3 мм (табл. 2), режим вибору РЧА був наступним: режим контролю потужності, розмір електроду 4 мм, потужність близько 5 Вт, температура відсічки 65,5 °С.

У випадку коли потрібно було досягнути розмірів пошкодження від 6 до 8 мм доцільно застосовувати електрод 4 мм в режимі контролю температури з номінальним значенням 65 °С (потужність автоматично зростала понад 5 Вт).

Для РЧА патологічних джерел збудження на глибині до 11 мм в міокарді, ефективним варіантом був: електрод 8 мм, режим контролю температури з варіацією номінальних значень в межах 65-75 °С (потужність 20-30 Вт).

РЧА ділянки серця з товщиною стінки 2-3 мм, але великою за площею, коли потрібно виконати лінію з точок абляції довжиною близько 25 мм, доцільним було використання електроду 8 мм в горизонтальному положенні, режим контролю потужності, потужність 30 Вт.

Результати виконаного дослідження дозволили визначити орієнтовні межі впливу при використанні РЧА для роботи на різних ділянках серця в стандартних умовах рентгенологічного контролю, який не забезпечує візуалізацію глибини і розмірів деструкції тканин.

Висновки

1. В режимі контролю потужності як найбільш безпечний режим впливу рекомендовано використовувати електрод 4 мм на потужностях 5 Вт для радіочастотної абляції ділянок серця до 6 мм і товщиною стінки до 3 мм. Електрод 8 мм ефективно

застосовувати в горизонтальному положенні для руйнування ділянок до 25 мм і товщиною стінки 2-3 мм, подаючи на нього потужність 20-30 Вт.

2. Режим контролю температури з номінальними значеннями в межах 65-75 °С може бути рекомендовано використовувати для точкової деструкції джерела аритмії на глибині до 6-8 мм за допомогою електроду 4 мм, та на глибині 9-11 мм – електроду 8 мм.

[1]. Guerra J.M. Effects of Open-Irrigated Radiofrequency Ablation Catheter Design on Lesion Formation and Complications: In Vitro Comparison of 6 Different Devices / J.M. Guerra, E. Jorge, S. Raga, C. Gálvez-Montón, C. Alonso-Martín, E. Rodríguez-Font // DOI: 10.1111/jce.12175. – 2013.

[2]. Everett T.H. Safety profiles and lesion size of different radiofrequency ablation technologies: a comparison of large tip, open and closed irrigation catheters / T.H. Everett, K.W. Lee, E.E. Wilson, J.M. Guerra, P.D. Varosy, J.E. Olgin // J Cardiovasc Electrophysiol. – 2009. – Vol. 20(3) – P. 325-335.

[3]. Wittkamp F.H. RF catheter ablation: Lessons on lesions. / F.H. Wittkamp, H. Nakagawa // Pacing Clin Electrophysiol. – 2006. – Vol. 29. – P. 1285.

[4]. Dorwarth U. Radiofrequency catheter ablation: Different cooled and noncooled electrode systems induce specific lesion geometries and adverse effects profiles. / U. Dorwarth, M. Fieck, T. Remp, et al. // Pacing Clin Electrophysiol – 2003. – Vol. 26. – P. 1438.

[5]. Chan R.C. The effect of ablation electrode length and catheter tip to endocardial orientation on radiofrequency lesion size in the canine right atrium. / R.C. Chan, S.B. Johnson, J.B. Seward, D.L. Packer // Pacing Clin Electrophysiol – 2002. – Vol. 25. – P. 4.

[6]. Cooper J.M. Ablation with an internally irrigated radiofrequency catheter: learning how to avoid steam pops. / J.M. Cooper, J.L. Sapp, U. Tedrow et al. // Heart Rhythm – 2004 – Vol.1 – P. 329.