

## ДОСЛІДЖЕННЯ РЕЖИМІВ РАДІОЧАСТОТНОГО ВПЛИВУ НА ТКАНИНИ МІОКАРДА З МЕТОЮ ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ТА БЕЗПЕКИ АБЛЯЦІЇ ПРОВІДНИХ ШЛЯХІВ СЕРЦЯ

Сичик М.М., Пуншикова О.О., Максименко В.Б., Бацак Б.В., Щолок Д.С.

*ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН» (Київ)*

Робота присвячена дослідженню режимів катетерної радіочастотної абляції (КРЧА) при лікуванні захворювань провідних шляхів серця. В експерименті отримано розміри деструкції тканин міокарда у процесі КРЧА залежно від вихідної потужності генератора, використовуваних електродів, наявності охолодження, тривалості радіочастотного впливу. Розроблено пропозиції щодо оптимальних режимів КРЧА.

**Ключові слова:** *катетерна радіочастотна абляція, провідні шляхи серця, електрод, електрофізіологія.*

У кожного третього пацієнта із захворюваннями серця виникають порушення ритму серця. Саме цей факт визначає підвищений інтерес клініцистів до пошуку шляхів оптимізації лікування аритмій. З кінця 80-х років у світі виконуються катетерні радіочастотні абляції (КРЧА) – міні-інвазивні технології, спрямовані на виявлення і усунення найбільш анатомічного субстрату аритмії. Численні мета-аналізи та досвід застосування показали безпечність і надзвичайно високу ефективність цих технологій. Тому дослідження оптимальних режимів радіочастотної абляції провідних шляхів серця є актуальним, особливо у зв'язку зі швидким розвитком новітніх технологій та використанням сучасної апаратури [1–9].

**Мета роботи** – дослідити електричний вплив на тканини міокарда з метою підвищення ефективності та безпеки радіочастотної катетерної абляції провідних шляхів серця.

Відповідно до поставленої мети у роботі вирішувались такі завдання:

- 1) дослідити в експерименті розміри деструкції тканини міокарда, що утворюються у процесі КРЧА залежно від: а) режимів роботи апаратури, б) вихідної потужності генератора, в) використовуваних електродів, г) наявності природного та примусового охолодження, д) часу впливу;
- 2) побудувати математичну модель залежності розмірів деструкції від вихідної потужності генератора та часу впливу;
- 3) розробити пропозиції щодо оптимальних режимів використання КРЧА у лікуванні провідних шляхів серця.

**Матеріали та методи дослідження.** При проведенні експериментальних досліджень була використана апаратура Biosense Webster у складі: РЧ генератора Stockert EP-Shuttle; абляційних катетерів із довжиною електрода 3,5 мм; 4 мм; 8 мм; помпи примусового охолодження електродів; нейтрального електрода для РЧ генератора.

Як дослідні зразки тканини було використано міокард свині в його ендокардіальній частині, отриманий через декілька годин після перебування в консервованому стані (кардіоплегічним розчином), за умови максимального збереження характеристик його життєдіяльності, що підтверджувалось проявами фібриляції міоцитів після перенесення в розчин Рінгера.

Режими впливу поділялися за встановленою потужністю (чотири варіанти: 5 Вт, 10 Вт, 20 Вт, 40 Вт), температурою (три варіанти: 55°C, 65°C, 75°C), інтенсивністю охолодження (чотири варіанти: 6 мл/хв., 20 мл/хв., 15 мл/хв. і 30 мл/хв.).

Використовувались три типорозміри абляційних катетерів із довжиною електрода 4 мм, 8 мм – без примусового охолодження, 3,5 мм – із примусовим охолодженням.

Розташування абляційного електрода в усіх експериментах – перпендикулярно до тканини.

Початкова встановлена тривалість всіх експериментів – 60 с (за винятком тих, що автоматично достроково припинилися внаслідок перевищення температури відсічки).

Для кожного режиму та/або типорозміру електрода було виконано серію з 10 експериментів.

**Результати досліджень і їх обговорення.** Дослідження проводилися за напрямками: вплив довжини електрода катетера на розміри деструкції при стандартній абляції в режимі контролю потужності (табл. 1) та в режимі контролю температури (табл. 2); вплив порожнинного охолодження на процес стандартної абляції (табл. 3); вплив інтенсивності примусового охолодження електрода на процес абляції (табл. 5).

Таблиця 1

**Середні значення експериментальних даних дослідження впливу довжини електрода катетера на розміри деструкції при стандартній абляції в режимі контролю потужності**

Тип електро- ду	Вихідна потужність, Вт	Середня температура електроду, °С	Середні розміри деструкції, мм				Коментарі
			Ширина	±	Глибина	±	
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	наявність температурних відсічок (tsep=21с)
4 мм	20	69,5	6,0	0,2	3,4	0,2	наявність температурних відсічок (tsep=22с)
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	наявність мікробухів

З результатів експериментів випливає збільшення вихідної потужності, що спричиняє збільшення температури електрода і призводить до утворення більшої деструкції у тканині. Також використання більш короткого електрода (4 мм), при інших аналогічних параметрах, веде до збільшення розміру ушкодження порівняно з довгим електродом (8 мм), тому що у більшого електрода набагато більша робоча поверхня і, відповідно, більші втрати енергії в навколишнє середовище [4]. Це явище має і позитивну сторону: викори-

стання 8 мм електрода дозволяє встановлювати більшу вихідну потужність генератора, і температура електрода не досягає дуже високих значень (температурної відсічки). Але подання на електрод дуже великої потужності може також призвести до негативних наслідків – мікровибухів пари, що є неприпустимим у клінічній практиці.

Таблиця 2

**Середні значення експериментальних даних дослідження впливу довжини електрода катетера на розміри деструкції при стандартній абляції в режимі контролю температури**

Тип електрода	Середня вихідна потужність, Вт	Температура електрода, °С	Середні розміри деструкції, мм			
			Ширина	±	Глибина	±
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

З аналізу результатів середніх розмірів ушкоджень випливає, що при однаковій температурі електродів (для 4 та 8 мм) температура тканини неоднорідна, оскільки розміри ушкоджень сильно відрізняються. Електрод 8 мм створює більш значні ушкодження, оскільки до нього подається більша середня потужність і через тканину проходить більше енергії. Також якщо за інших незмінних умов збільшувати температуру електрода, то створюється більше ушкодження тканини, оскільки їй передається більше енергії. Розміри ушкодження тканини для 4 мм електрода при температурі 75°С (середня потужність 6,8 Вт) практично збігаються з розмірами ушкоджень 8 мм електрода при температурі 55°С (середня потужність 8,7 Вт). Тобто більше 30% потужності 8 мм електрода втрачається в навколишній рідині. Тому для утворення ушкоджень однакових розмірів на 8 мм електрод доводиться подавати значно більшу потужність.

Порожнинне охолодження має значний вплив на формування деструкції під час абляції. В експериментах було змодельоване порожнинне охолодження за допомогою насоса, який створював потік рідини у ванночці, де знаходився експериментальний зразок тканини. Оскільки вплив порожнинного охолодження суттєво відрізняється при абляції в режимі контролю вихідної потужності і режимі контролю температури електрода, було проведено досліді для обох режимів.

З результатів експериментів випливає: 1) у режимі контролю температури порожнинне охолодження призводить до збільшення розмірів деструкції, оскільки воно зменшує температуру електрода і, як наслідок, генератор збільшує вихідну потужність для підтримання заданої температури, що в свою чергу веде до того, що до тканини передається більша потужність, яка і викликає збільшення розмірів ушкодження; 2) у режимі контролю вихідної потужності порожнинне охолодження, навпаки, приводить до зменшення деструкції. Це трапляється тому, що потужність є постійною, але потік рідини розсіює частину енергії, як наслідок – до тканини потрапляє менша кількість РЧ-енергії, що й зумовлює менші розміри деструкції. Порожнинне охолодження також змінює форму деструкції: оскільки при наявності потоку рідини поверхня тканини охолоджується сильніше (порівняно з

Таблиця 3

**Середні значення експериментальних даних дослідження впливу порожнинного охолодження на процес стандартної абляції**

Порожнинне охолодження	Тип електроду	Вихідна потужність, Вт	Температура електроду, °С	Середні розміри деструкції, мм				Коментарі
				Ширина	±	Глибина	±	
Відсутнє	8 мм	8,9	55	8,0	0,5	5,3	0,2	
Наявне	8 мм	45,0	55	13,4	0,6	8,1	0,4	мікрорвибухи
Відсутнє	8 мм	20	62,9	11,7	0,5	7,5	0,3	
Наявне	8 мм	20	41,9	9,5	0,6	5,6	0,3	

відсутністю потоку), то максимальний діаметр деструкції створюється у середині тканини, а не на її поверхні.

При застосуванні стандартного режиму абляції неможливо використовувати високі рівні вихідної потужності протягом тривалого часу, оскільки температура електрода дуже швидко досягає точки відсічки і ми не в змозі передати достатню кількість енергії до тканини, щоб утворити бажану деструкцію. Саме тому і використовується технологія примусового охолодження електрода (табл. 4).

Таблиця 4

**Середні значення експериментальних даних дослідження порівняння стандартної абляції і абляції з охолодженням 3.5 мм електродом**

Тип електроду	Вихідна потужність, Вт	Середня температура електроду, °С	Середні розміри деструкції, мм				Коментарі
			Ширина	±	Глибина	±	
3,5 мм	10	35,8	9,4	0,4	4,6	0,3	
3,5 мм	20	38,6	13,4	0,6	7,2	0,3	
3,5 мм	40	44,0	15,5	0,7	10,6	0,4	
4 мм	5	63,4	8,7	0,2	3,7	0,2	
4 мм	10	74,0	11,3	0,7	7,0	0,2	
4 мм	20	84,6	10,6	0,6	5,5	0,4	21,3

З експериментальних даних бачимо, що при вихідній потужності у 20 Вт розміри деструкції при стандартній абляції трохи менші порівняно з технологією примусового охолодження, оскільки тривалість експерименту становила менше хвилини, далі було досягнуто температури відсічки, і дослід автоматично припинявся. За стандартних умов абляції максимальне ушкодження розташоване ближче до поверхні тканини, у випадку з охолодженням електрода – максимальний діаметр деструкції більш заглиблений у тканину.

При вихідній потужності розміри деструкції за стандартної абляції більші порівняно з абляцією з охолодженням. Це логічно, оскільки ми докладаємо однакову потужність до

тканин, але при охолодженні деяка частина втрачається в охолоджуючому розчині, тому uszkodження є меншим.

Клінічні факти підтверджують, що для абляції з охолодженням розміри деструкції менші порівняно зі стандартною абляцією при рівних вихідних потужностях і тривалості впливу. У клінічній практиці віддається перевага технології з примусовим охолодженням електрода, тому що вона утворює uszkodження з меншим діаметром на поверхні тканини, а це зменшує ймовірність утворення тромбів.

Таблиця 5

**Середні значення експериментальних даних дослідження впливу інтенсивності охолодження на розміри деструкції**

Інтенсивність охолодження, мл/хв	Вихідна потужність, Вт	Середня температура електрода, °С	Середні розміри деструкції, мм				Коментарі
			Ширина	±	Глибина	±	
6	10	40,6	8,0	0,7	5,9	0,5	
15	10	39,5	7,4	0,6	4,3	0,5	
30	10	36,2	7,0	0,4	4,8	0,4	
6	30	49,5	8,5	0,4	3,6	0,3	11,2
15	30	44,7	16,9	1,1	9,2	0,9	
30	30	43,3	12,6	0,7	7,6	0,4	
40	30	37,4	14,0	0,5	7,3	0,5	

З результатів експериментів випливає, що збільшення інтенсивності потоку охолоджуючої рідини приводить до зменшення розміру утворюваної деструкції, оскільки частина енергії, що подається на електрод, втрачається у охолоджуючій рідині, відповідно у тканини передається менша енергія [8].

**Висновки.** Аналіз експериментальних даних дозволяє простежити залежність розмірів деструкції тканин міокарда, що утворюються у процесі КРЧА, від режимів роботи апаратури, вихідної потужності генератора, розмірів електрода використовуваного абляційного катетера, наявності природного (порожнинного) та примусового охолодження, часу впливу. Отримані результати дозволять більш науково і методично обґрунтовано підходити до вибору засобів, режимів і параметрів процесу КРЧА, що забезпечить підвищення ефективності та безпечності процесу.

**Література**

1. Cummings J.E. Alternative energy sources for the ablation of arrhythmias. / J.E. Cummings, A. Pacifico, J.L. Drago et al // Pacing Clin Electrophysiol. – 2005. – Vol. 28. – P. 434.
2. Haines DE: Biophysics of radiofrequency lesion formation. *In* Huang SKS, Wood MA (eds): Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias. Philadelphia, WB Saunders. – 2006. – P. 3–20.
3. Wittkampf F.H. RF catheter ablation: Lessons on lesions. / F.H. Wittkampf, H. Nakagawa // Pacing Clin Electrophysiol. – 2006. – Vol. 29. – P. 1285.
4. Nath S. Pathophysiology of lesion formation by radiofrequency catheter ablation. *In* Huang SKS, Wilber DJ (eds): Radiofrequency Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias: Basic Concepts and Clinical Applications, 2nd ed. Armonk, NY: Futura. – 2000. – P. 25–46.

5. Dorwarth U. Radiofrequency catheter ablation: Different cooled and noncooled electrode systems induce specific lesion geometries and adverse effects profiles / U. Dorwarth, M. Fiek, T. Remp, et al. // *Pacing Clin Electrophysiol.* – 2003. – Vol. 26. – P. 1438.
6. 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.
7. 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.
8. Demazumder D. Comparison of irrigated electrode designs for radiofrequency ablation of myocardium. / D. Demazumder, M.S. Mirotznik, D. Schwartzman // *J Interv Card Electrophysiol.* – 2001. – Vol. 5. – P. 391.
9. Gaita F. Safety and efficacy of cryoablation of accessory pathways adjacent to the normal conduction system. / F. Gaita, M. Haissaguerre, C. Giustetto et al. // *J Cardiovasc Electrophysiol.* – 2003. – Vol. 14. – P. 825.

## **ИССЛЕДОВАНИЕ РЕЖИМОВ РАДИОЧАСТОТНОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ТКАНИ МИОКАРДА С ЦЕЛЬЮ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ И БЕЗОПАСНОСТИ АБЛЯЦИИ ПРОВОДЯЩИХ ПУТЕЙ СЕРДЦА**

**Сычик М.М., Пуншикова Е.А., Максименко В.Б., Бацак Б.В., Щолок Д.С.**

Работа посвящена исследованию режимов катетерной радиочастотной абляции (КРЧА) при лечении заболеваний проводящих путей сердца. В эксперименте получены размеры деструкции тканей миокарда в процессе КРЧА в зависимости от выходной мощности генератора, используемых электродов, наличия охлаждения, продолжительности радиочастотного воздействия. Разработаны рекомендации относительно оптимальных режимов КРЧА.

**Ключевые слова:** *катетерная радиочастотная абляция, проводящие пути сердца, электрод, электрофизиология.*

## **STUDY OF RADIOFREQUENCY CONDITIONS EFFECTS ON MYOCARDIAL TISSUE WITH THE AIM TO INCREASE ITS EFFICIENCY AND SAFETY OF HEART CONDITION PATHWAYS ABLATIONS**

**M.M. Sychik, E.A. Punshchykova, V.B. Maksymenko, B.V. Batsak, D.S. Scholok**

The work is devoted to research of catheter radiofrequency ablation modes (CRFA) in the treatment of the heart pathways disease. In the experiment has returned destruction dimensions of myocardial tissue during CRFA depending on output of generator power, the electrodes, the presence of cooling, duration of RF exposure. The work gives suggestions for optimal catheter radiofrequency ablation modes.

**Key words:** *catheter radiofrequency ablation, heart pathways, electrode, electrophysiology.*