

УДК 536.3:617-7

СПОСІБ ДЕСТРУКЦІЇ ДЖЕРЕЛ ПАТОЛОГІЧНОГО ЗБУДЖЕННЯ В СЕРЦІ ОРИГІНАЛЬНИМ МОНОПОЛЯРНИМ ЕЛЕКТРОДОМ¹

**Сичик М. М.^{1,2}; Стасюк Ю. П.¹; Савкіна М. В.¹; Сорочан Є. Г.¹;
Максименко В. Б.^{1,2}, д.мед.н, професор**

¹ *Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», Факультет біомедичної інженерії, м. Київ, Україна*

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

METHOD OF DESTRUCTION OF THE PATHOLOGICAL EXCITATION SOURCES IN THE HEART BY ORIGINAL MONOPOLAR ELECTRODE

Sychyk M.^{1,2}; Stasyuk Y.¹; Savkina M.¹; Sorochan E.¹; Maksymenko V.^{1,2}, MD, professor

¹ *National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»,
Biomedical engineering faculty, Kyiv, Ukraine*

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

Розгляд проблеми

Серед відносно молодих та високоефективних методів лікування фібриляції та тріпотіння передсердь є радіочастотна абляція (РЧА) джерел патологічного збудження, яка виконується при операціях Maze на відкритому серці [1, 2], впроваджена в хірургічну практику України з 2002 р. В основі методики лежить деструкція тканин міокарда передсердь навколо легеневих вен та перешийку між нижніми венами і клапанами для блокування проходження потенціалів, які викликають аритмію [3, 4].

В ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України» окрім стандартизованої методики радіочастотної ізоляції легеневих вен біполярними браншами (Medtronic, Estech) [5] розроблено та впроваджено нову неспеціалізовану технологію хірургічного застосування радіочастотного струму при операціях Maze на відкритому серці. Вона полягає в деструкції тканин міокарда оригінальним монополярним кулькоподібним електродом за допомогою високочастотного електрохірургічного генератора Erbe VIO-100 S (Німеччина) в режимі коагуляції, спеціалізоване призначення якого різання та коагуляція шкіри та м'яких тканин при хірургічних втручаннях. Оцінка безпечності та ефективності деструкції проводиться по візуальному контролю зони коагуляції з необхідною зміною потужності та тривалості електричного впливу. Однак серед експертів виникають протиріччя щодо доцільності застосування ге-

¹ <http://radap.kpi.ua/radiotechnique/article/view/1232>

нератора Erbe для радіочастотної абляції тканини міокарда з метою лікування аритмій через відсутність термоконтролю в зоні контакту.

Технологія дозволяє досягнути припинення поширення потенціалів у тканинах передсердь при їх фібриляції та тріпотінні, але потребує детального дослідження розмірів деструкцій, гістологічних характеристик та температурних змін в зоні контакту, в результаті якого можна буде дати рекомендації щодо оптимальних параметрів її проведення. Це актуальне питання, вирішення якого має важливе прикладне значення, оскільки розширить функціональне коло застосування генератора Erbe VIO-100 S (Німеччина), адаптовано до радіочастотної абляції тканин міокарда на відкритому серці при лікуванні аритмій і знизить собівартість процедури, порівняно з використанням одноразових біполярних бранш.

Постановка задачі

Задачею дослідження стало визначення безпечних та ефективних деструкцій тканини міокарда, температурних змін в ділянці взаємодії з джерелом електричного впливу в залежності від потужності струму та тривалості аплікації для блокування поширення потенціалів з джерел патологічного збудження при операціях Maze на відкритому серці з метою скорочення загальної тривалості операції зі штучним кровообігом.

Матеріали та методи

Експериментальні дослідження виконувалися в лабораторних умовах на ендокардіальній частині чотирьох видалених серць свині у стані холодової гібернації за умови максимального збереження характеристик їх життєдіяльності.

Радіочастотний вплив на міокард здійснювався:

– за допомогою високочастотного електрохірургічного генератора Erbe VIO-100 S (Німеччина) в режимі коагуляції, з частотою струму 350 кГц, діапазоном подачі потужності – 5-120 Вт, регулюванням глибини проникнення енергії за допомогою перемикача «ефект» від 1 до 4 та при постійному моніторингу імпедансу в зоні контакту (електрод-міокард) до 500 Ом;

– монополярним кулькоподібним електродом діаметром 5 мм.

Режими впливу поділялись за встановленою потужністю (5 Вт, 10 Вт, 15 Вт, 20 Вт, 25 Вт, 30 Вт, 35 Вт) для кожного «ефекту» 1, 2, 3 та 4. Деструкція проводилася з різними тривалостями аплікації: 5 с, 10 с, 15 с, 20 с, 30 с, 45 с.

У всіх експериментах електрод розташовувався перпендикулярно до тканини. Проте внаслідок його кулькоподібної форми, об'єми деструкції були однаковими при будь-яких кутах розташування інструменту до тканини, що важливо для клінічних умов електроабляції ділянок різної геометрії та важкодоступного розміщення.

Електрод та експериментальні зразки деструкції міокарда приведені на рис. 1.

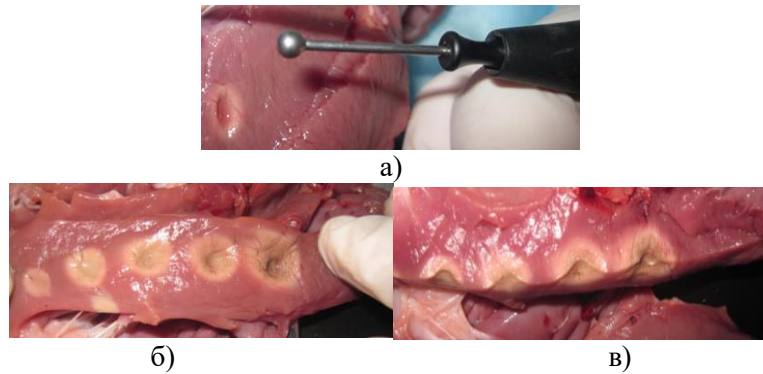


Рис. 1. Електрод, що досліджувався в експерименті (а) та зразки радіочастотної деструкції міокарда видаленого серця свині на поверхні (б) та в розрізі тканини (в)

Ширина та глибина отриманих деструкцій вимірювались на розрізі тканини за допомогою штангенциркуля з похибкою $\pm 0,05$ мм та порівнювалися з вимогами до клінічного застосування методу [6].

Експеримент проводився для гістологічних та анатомо-морфологічних досліджень розмірів та характеру радіочастотної деструкції міокарда.

Оцінка температури в ділянці контакту міокарда з електродом та на віддаленій від нього глибині в тканині виконувалася за допомогою математичного моделювання температурних полів взаємодії радіочастотного струму з тканиною міокарда в програмі Comsol Multiphysics [7, 8].

Результати та обговорення

1.1. Гістологічні дослідження експериментальних зразків радіочастотної деструкції тканин міокарда свині.

Необхідно відзначити, що процес електрохірургічного впливу і його основні корисні наслідки, такі як коагуляція біологічних тканин, ґрунтувалися на концентрованому тепловому потоці, який створювався високочастотним струмом в місці дотику активного електрода. З огляду на це, щоб визначити параметри електрохірургічного впливу, доцільно представити в цілому фізіологічні процеси, що відбувалися в біологічних тканинах при теплових навантаженнях.

Гістологічні дослідження експериментальних зразків виділили два механізми РЧ пошкодження тканини міокарда при застосуванні різних режимів впливу:

1. Поширення деструкції в глибину міокарда, що характеризували резистивне нагрівання (рис. 2а).

2. Коагуляційні форми деструкції, що проявлялися різними ступенями змін цитоплазми кардіоміоцитів, відрізнялися поконтурно відповідно до температурних полів теплопровідності тканини+ (рис. 2б).

Відповідно відбувалися розрив міофібрил та м'язових волокон від пере-

збудження міоцитів під дією електричного струму (рис. 2в) та кипіння міжклітинної рідини під дією високої температури (рис. 2г).

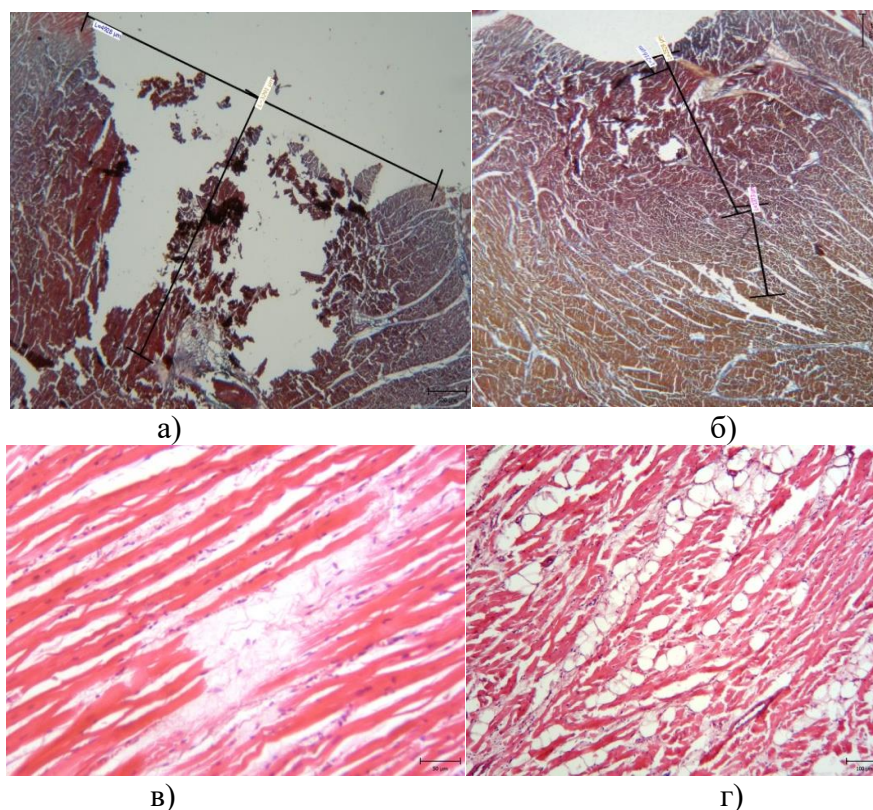


Рис. 2. – Препарат міокарда свині в зоні ураження електричним струмом

При подачі високої критичної потужності в зоні контакту електрода з тканиною виникали закипання поверхневих шарів тканини з подальшим її обвугленням та мікровибухи з утворенням глибокого кратера. Прояви цих негативних ефектів вдавалося пом'якшити за рахунок застосування додаткового тепловідведення постійно циркулюючої рідини в ділянці контакту тканини з електродом.

1.2. Розміри деструкції тканини міокарда в залежності від потужності струму та тривалості впливу.

Дослідження високочастотного генератора Erbe в режимі коагуляції з потужністю струму 10 Вт показало, що об'єми деструкції тканини міокарда суттєво відрізнялися при різних значеннях «ефектів» (1, 2, 3, 4) і залежали від тривалості впливу (рис. 3).

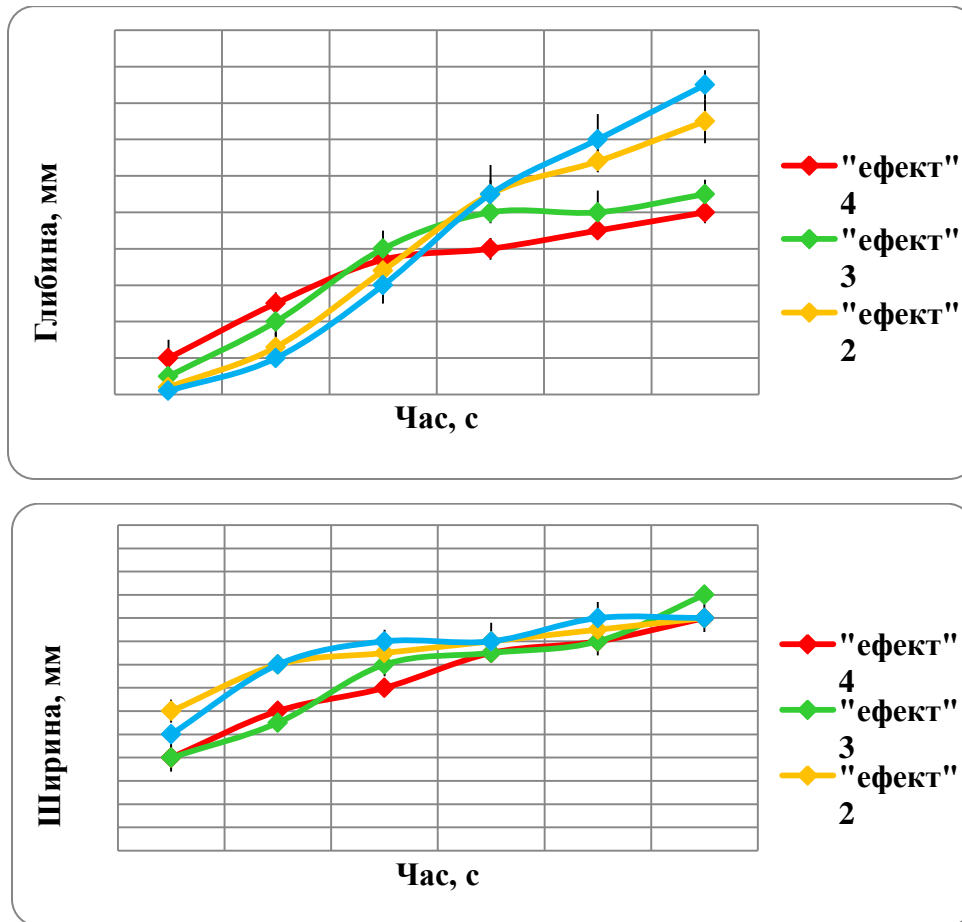


Рис. 3. Середні розміри деструкції при дії електричного струму 10 Вт при значеннях «ефекту» (1, 2, 3, 4) та тривалості впливу 5-45 с

При дії на міокард електричним струмом протягом 5-10 с більша глибина деструкції досягалася при значеннях «ефектів» 4 та 3 і становила $2,3 \pm 0,2$ мм, порівняно з $1,2 \pm 0,2$ мм для «ефектів» 2 і 1. В той час ширина деструкції була більша при значеннях «ефектів» 1 і 2 ($8 \pm 0,1$ мм), ніж для «ефектів» 3 та 4 ($5,8 \pm 0,2$ мм). При подальшому збільшенні тривалості впливу до 15-20 с, розміри деструкції приблизно вирівнювалися при всіх значеннях «ефектів» і становили (глибина – $5 \pm 0,7$ мм, ширина – $8,8 \pm 0,3$ мм). При тривалішому впливі електричним струмом протягом 20-45 с, ширина деструкції збільшувалася до $10 \pm 0,5$ мм для всіх «ефектів». Глибина деструкції при значеннях «ефектів» 4 та 3 становила $5,3 \pm 0,2$ мм, а для «ефектів» 2 та 1 стрімко зростала і досягала максимальних значень $8 \pm 0,5$ мм при тривалості впливу 45 с.

Оскільки операція Maze виконується на відкритому серці при застосуванні штучного кровообігу, важливим і актуальним питанням РЧА є отримання глибшої деструкції при якомога меншій тривалості дії електричного струму, щоб скоротити час самої операції. «Ефекти» 1 та 2 дозволяли досягнути максимальної глибини деструкції, але потребували більш тривалішого часу впливу на міокард. Інтерес зупинився на «ефектах» 4 та 3, при яких

коагуляція тканини відбувалася в коротші проміжки часу. Потенціал глибини деструкції було вирішено дослідити і вивчити шляхом поступового збільшення потужності електричного струму.

На рис. 4 наведені графіки залежності розмірів деструкції міокарда від тривалості впливу і різних значень потужності для «ефектів» 4 та 3.

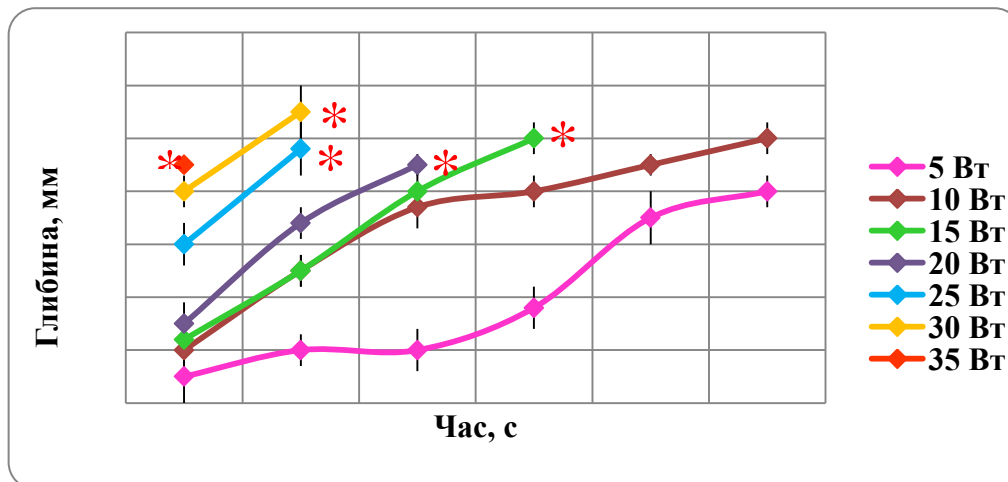


Рис. 4. Середні розміри деструкції при дії електричного струму 5-35 Вт при значеннях «ефекту» 3 та 4 та тривалості впливу 5-45 с (*тривалість впливу обмежена через кипіння та обуглення тканини)

Дослідження показали, що при подачі потужності 5 Вт та 10 Вт при тривалості впливу 45 с були отримані ефективні розміри деструкції (глибина – $4 \pm 0,3$ мм та $5 \pm 0,3$ мм, відповідно) без видимих проявів кипіння тканини міокарда. При поступовому підвищенні потужності впливу з кроком у 5 Вт, глибина деструкції досягалася при меншій тривалості впливу: при 15 Вт і часу дії 15 с – $5 \pm 0,4$ мм; при 20 Вт і часу дії 15 с – $4,5 \pm 0,2$ мм; при 25 Вт і часу дії 10 с – $4,8 \pm 0,5$ мм; при 30 Вт і часу дії 10 с – $5,5 \pm 0,5$ мм. При подальшому збільшенні тривалості впливу для різних значень потужності, відповідно, відбувалися кипіння поверхневих шарів тканини з обугленням її та утворенням напалу на електроді. При подачі потужності 35 Вт кипіння тканини відбувалося в перші 2 секунди впливу енергії на міокард.

1.3. Оцінка температури тканини міокарда для досліджуваних параметрів електричного впливу при моделюванні в середовищі Comsol Multiphysics.

Недоліком застосування генератора Erbe для РЧА є відсутність моніторингу температури тканини міокарда, що важливо для безпечної коагуляції, яка має відбуватися в межах від 50 до 100 °С. Для оцінки температури в зоні контакту було виконане моделювання в 3D просторі середовища Comsol Multiphysics впливу електричного струму досліджуваних параметрів потужності, тривалості впливу та отриманих в експерименті розмірів деструкції.

На рис. 5 зображено 2D переріз моделі поширення температурних полів в тканині міокарда при дії електричного струму та теплопровідності.

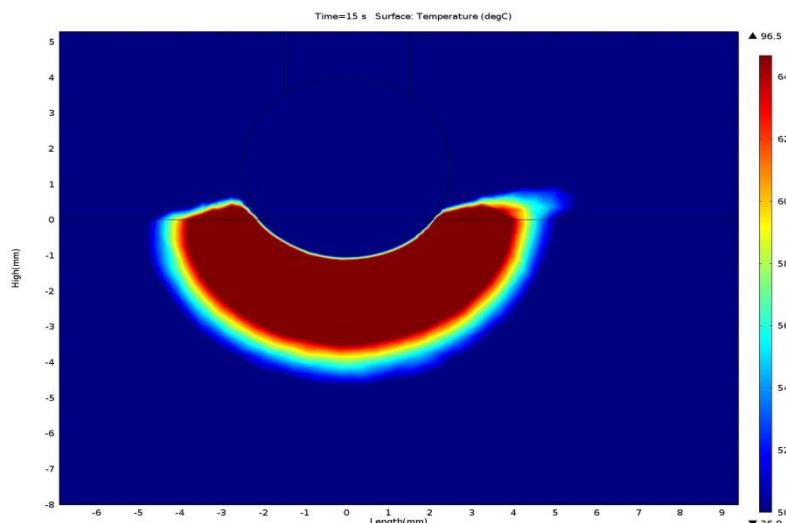


Рис. 5. Температурне поле при моделюванні РЧА тканини міокарда

В таблиці 1 наведені результати моделювання, а саме значення температури міокарда в ділянці взаємодії при отриманих в експерименті розмірах деструкції і параметрах потужності та тривалості впливу електричного струму.

Таблиця 1

Значення температури міокарда в ділянці взаємодії при отриманих в експерименті розмірах деструкції і параметрах потужності та тривалості впливу електричного струму при моделюванні їх в середовищі Comsol Multiphysics

Потужність, Вт	Тривалість, с	Глибина, мм	Температура, °С	Коментарі
10	10	2	64,3	
	15	2,4	69,2	
	20	2,8	73	
	30	3,4	77,4	
	45	4,3	80,9	
20	5	1,9	77,5	
	10	2,9	88,1	
	15	3,4	96,5	
	20	3,9	104	Кипіння
	30	4,8	116	Кипіння
30	5	2,4	95,8	
	10	3,3	115	Кипіння
	15	4	129	Кипіння

Потужність електричного струму та тривалість впливу на міокард, при яких температура тканини не перевищувала 100 °С, вважалися безпечними для РЧА. Ефективна глибина деструкції при них задовольняла клінічні умови методу.

1.4. Вибір оптимальних параметрів електричного впливу на тканину міокарда в залежності від товщини стінки камери серця, глибини розташування і площі джерела потологічного збудження.

Виконавши оцінку експериментальних даних адаптовано до клінічних потреб та морфо-метричних характеристик різних ділянок серця, було визначено ефективні та безпечні параметри електричного впливу для РЧА міокарда:

– для деструкції ділянок серця товщиною до 3 мм (гирла легеневих вен, задня стінка лівого передсердя в зоні прилягання стравоходу) доцільно застосовувати «ефекти» 4 або 3 з потужністю 5 Вт протягом 20-30 с впливу, 10-15 Вт протягом 5-10 с, 20 Вт при тривалості впливу до 5 с.;

– для деструкції ділянок серця товщиною від 3 до 6 мм (криша, передня стінка лівого передсердя, перешийок між мітральним клапаном та нижньою лівою легеневою веною) рекомендовано «ефекти» 4 або 3 з потужністю 10 Вт протягом 30-60 с впливу, 15 Вт протягом 15-20 с, 30 Вт з тривалістю впливу 5-10 с;

– для глибокої деструкції ділянки серця товщиною 6-8 мм (праве передсердя, перешийок між тристулковим клапаном та нижньою порожнистою веною) рекомендовано «ефекти» 2 та 1 з потужністю 5-10 Вт при тривалості впливу 30-45 с, для ділянки серця товщиною 9-11 мм (лівий шлуночок, міжшлуночкова перетинка у пацієнтів з кардіоміопатіями) – протягом 45-60 с.

1.5. Впровадження результатів роботи

Результати дослідження були впроваджені в хірургічну практику ДУ «НІССХ ім. М. Амосова НАМН» при операціях Maze на відкритому серці, радіочастотної абляції тканин лівого передсердя навколо легеневих вен та перешийків між венами та клапанами для блокування поширення потенціалів, що приводили до фібриляції та тріпотіння передсердь. Ефективність застосування рекомендованих параметрів електричного впливу спостерігалася у 24 пацієнтів з 28 (85,7 %), що підтверджувалося відновленням синусового ритму в операційній.

Висновки

1. Розроблена методика радіочастотної абляції тканин міокарда на відкритому серці для лікування аритмій із застосуванням оригінального монополярного електроду та високочастотного електрохірургічного генератора Erbe VIO-100 S (Німеччина).

2. Методика дозволяє досягати прогнозованих розмірів термічної деструкції тканини міокарда при діапазонах потужності 5-30 Вт, тривалості аплікації 5-60 с. і температури в межах 50-100 °С, забезпечує безпечність та ефективність процедури, скорочує час штучного кровообігу.

3. Клінічна ефективність набору параметрів РЧА впроваджених при

операціях Maze для кожної окремої ділянки передсердь (навколо легеневих вен, перешийків між венами та клапанами) підтверджена повним усуненням фібриляції та тріпотіння передсердь і відновленням синусового ритму в операційній у 24 пацієнтів з 28 (85,7 %).

Перелік посилань

1. Akca F. A prospective study on safety of catheter ablation procedures: Contact force guided ablation could reduce the risk of cardiac perforation / F. Akca, P. Janse, D.A.M.J. Theuns, T. Szili-Torok // *International Journal of Cardiology*. – 2014. – Vol. 179. – pp. 441-448.
2. Anter E. Radiofrequency ablation annotation algorithm reduces the incidence of linear gaps and reconnection after pulmonary vein isolation / E. Anter, C.M. Tschabrunn, F.M. Contreras-Valdes, A.E. Buxton, M.E. Josephson // *Heart Rhythm*. – 2014. – Vol. 11, Iss. 5. – pp. 783-790.
3. Biase L.D. Visual, tactile, and contact force feedback: Which one is more important for catheter ablation? Results from an in vitro experimental study / L.D. Biase, A.P. Perini, P. Mohanty, A.S. Goldenberg, et al. // *Heart Rhythm*. – 2014. – Vol. 11, Iss. 3. – pp. 506-513.
4. Park J. Left atrial wall thickness rather than epicardial fat thickness is related to complex fractionated atrial electrogram / J. Park, C.H. Park, H.J. Lee, J. Wi, J.S. Uhm, H.N. Pak, M. Lee, Y.J. Kim, and others // *International Journal of Cardiology*. – 2014. – Vol. 172, Iss. 3. – pp. 411-413.
5. Melby S. J. Ablation Technology for the Surgical Treatment of Atrial Fibrillation / S. J. Melby, R. B. Schuessler, R. J. Damiano // *ASAIO Journal*. – 2013. – Vol. 59, Iss. 5. – pp. 461-468.
6. Rossmann C. Dynamics of tissue shrinkage during ablative temperature exposures / C. Rossmann, E. Garrett-Mayer, F. Rattay, D. Haemmerich // *Physiological Measurement*. – 2014. – Vol. 35, No 1. – pp. 55-67.
7. Trujillo M. Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation. / M. Trujillo, E. Berjano // *International Journal of Hyperthermia*. – 2013. – Vol. 29, Iss. 6. – pp. 590-597.
8. Сичик М. М. Моделювання електричного та термодинамічного впливу радіочастотної абляції на міокард в програмі Comsol Multiphysics 4.3a. / М. М. Сичик, В. Б. Максименко, Ю. П. Стасюк, Є. Г. Сорочан, М. В. Савкіна // *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. – 2015. – Вип. 5/2015 (94). – С. 72-78. – Режим доступу : http://www.kdu.edu.ua/PUBL/statti/2015_5_72-5-2015.pdf

References

1. Akca F., Janse P., Theuns D.A.M.J., and Szili-Torok T. (2014) A prospective study on safety of catheter ablation procedures: Contact force guided ablation could reduce the risk of cardiac perforation. [International Journal of Cardiology](#), Vol. 179, pp. 441-448.
2. Anter E., Tschabrunn C.M., Contreras-Valdes F.M., Buxton A.E., and Josephson M.E. (2014) Radiofrequency ablation annotation algorithm reduces the incidence of linear gaps and reconnection after pulmonary vein isolation. [Heart Rhythm](#), Vol. 11, Issue 5, pp. 783–790.
3. Biase L.D., Perini A.P., Mohanty P., Goldenberg A.S., Grifoni G., Santangeli P., Santoro F., Sanchez J.E., Horton R., Gallinghouse G.J., Conti S., Mohanty S., Bailey S., Trivedi C., Garg A., Grogan A.P., Wallace D.T., Padeletti L., Reddy V., and Jais P. (2014) Visual, tactile, and contact force feedback: Which one is more important for catheter ablation? Results from an in vitro experimental study. [Heart Rhythm](#), Vol. 11, Iss. 3, pp. 506-513.
4. Park J., Park C.H., Lee H.J., Wi J., Uhm J.S., Pak H.N., Lee M., and Kim Y.J. (2014)

Left atrial wall thickness rather than epicardial fat thickness is related to complex fractionated atrial electrogram. [International Journal of Cardiology](#), Vol. 172, Iss. 3, pp. 411-413.

5. Melby S.J., Schuessler R.B., and Damiano R.J. (2013) Ablation Technology for the Surgical Treatment of Atrial Fibrillation. [ASAIO Journal](#), Vol. 59, Issue 5, pp. 461-468.

6. Rossmann C., Garrett-Mayer E., Rattay F., and Haemmerich D. (2014) Dynamics of tissue shrinkage during ablative temperature exposures. [Physiological Measurement](#), Vol. 35, No 1, pp. 55-67.

7. Trujillo M., and 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, Iss. 6, pp. 590-597.

8. Sychyk M.M., Maksymenko V.B., Stasyk Y.P., Sorochan E.G., and 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](#), Iss. 5/2015 (94), pp. 72-78. (in Ukrainian)

*Сичик М. М., Стасюк Ю. П., Савкіна М. В., Сорочан Є. Г., Максименко В. Б. **Спосіб деструкції джерел патологічного збудження в серці оригінальним монополярним електродом.** Дана робота присвячена дослідженню деструкції тканин міокарда оригінальним монополярним кулькоподібним електродом за допомогою високочастотного електрохірургічного генератора Erbe VIO-100 S (Німеччина) в режимі коагуляції. Визначено безпечні та ефективні розміри деструкції, характер гістологічних та температурних змін в ділянці взаємодії тканини з джерелом електричного впливу в залежності від потужності струму та тривалості аплікації для блокування поширення потенціалів з джерел патологічного збудження в серці. Розроблено рекомендації з вибору оптимальних параметрів для застосування генератора Erbe та оригінального монополярного електроду адаптовано до радіочастотної абляції тканин міокарда на відкритому серці при лікуванні аритмій з метою скорочення загальної тривалості операції зі штучним кровообігом.*

Ключові слова: радіочастотна абляція, монополярний електрод, електричний струм, потужність, тривалість впливу, температура тканини міокарда.

*Сычик М. М., Стасюк Ю. П., Савкина М. В., Сорочан Є. Г., Максименко В. Б. **Способ деструкции источников патологического возбуждения в сердце оригинальным монополярным электродом.** Данная работа посвящена исследованию деструкции тканей миокарда оригинальным монополярным шарообразным электродом с помощью высокочастотного электрохирургического генератора Erbe VIO-100 S (Германия) в режиме коагуляции. Определены безопасные и эффективные размеры деструкции, характер гистологических и температурных изменений в области взаимодействия ткани с источником электрического воздействия в зависимости от мощности тока и продолжительности аппликации для блокирования распространения потенциалов от источников патологического возбуждения в сердце. Разработаны рекомендации по выбору оптимальных параметров для применения генератора Erbe и оригинального монополярного электрода адаптировано к радиочастотной абляции тканей миокарда на открытом сердце при лечении аритмий с целью сокращения общей продолжительности операции с искусственным кровообращением.*

Ключевые слова: радиочастотная абляция, монополярный электрод, электрический ток, мощность, длительность воздействия, температура ткани миокарда.

*Sychyk M., Stasyuk Y., Savkina M., Sorochan E., Maksymenko V. **Method of destruction of the pathological excitation sources in the heart by original monopolar electrode.***

Purpose. This work is devoted to the study of destruction of the pathological excitation sources in the heart by the original monopolar electrode and the high-frequency electrosurgical generator Erbe VIO-100 S (Germany) in the coagulation mode in order to optimize technology of their using in surgical practice for Maze surgery.

Methodology. Experimental study of the effect of electric current on the myocardium were performed in the laboratory on the endocardial part of four remote pig hearts in the cold hibernation state. Temperature evaluation of myocardial contact with the electrode was carried out using mathematical modeling of temperature fields of radio frequency current interaction with the tissue in the program Comsol Multiphysics.

Results. Safe and effective destruction size, nature of histological and temperature changes in the interaction region of myocardial tissue with a source of electrical current depending on the duration and power application to stop the spread of pathological excitation sources in the heart were defined.

Originality. The recommendations on the choice of the optimal parameters for the application of the generator Erbe and the original monopolar electrode were developed and adapted to radiofrequency ablation of myocardial tissue in the open heart for the arrhythmias treatment in order to reduce the total duration of surgery with cardiopulmonary bypass.

Practical value. The results have been introduced in surgical practice of the State Institution «M.M. Amosov National Institute of Cardiovascular Surgery Ukraine NAMS of Ukraine». The work has great practical importance, because the expanding of the functional range of generator Erbe VIO-100 S (Germany) applications and reducing of the cost of radio frequency ablation procedure in comparison with the use of specialized disposable bipolar electrodes.

***Keywords:** radiofrequency ablation, monopolar electrode, electric current, power, duration of exposure, myocardial tissue temperature.*