

ЕЛЕКТРОТЕРМІЧНИЙ ВПЛИВ НА ДІЛЯНКУ МІОКАРДА З ПОРУШЕНОЮ ПРОВІДНІСТЮ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ СЕРЦЕВОЇ АРИТМІЇ

Щерба М.А., к.т.н., старший викладач

НТУУ «КПІ», кафедра теоретичної електротехніки

Гльоза М.Ю., студентка

НТУУ «КПІ», кафедра біомедичної інженерії

Вступ. Для забезпечення ритмічності та правильної послідовності скорочення серцевого м'язу його анатомічні складові (передсердя, шлуночки, комплекс атипичних волокон) об'єднані в одну провідну систему. Згідно зі статистикою, 10–15% всіх серцевих захворювань пов'язані з порушенням частоти або послідовності скорочень (аритмія), що є наслідком змін у провідності складових серця [1]. Ефективним та малоінвазивним методом для лікування порушень ритму є так звана радіочастотна абляція (РЧА) міокарда. В основі РЧА лежить точковий термічний вплив електроду шляхом проведення високочастотного струму через ділянку із порушенням провідності, блокування проведення патологічних імпульсів та, як наслідок, відновлення нормального ритму [1–3, 5]. До переваг РЧА відноситься точність методу (без шкоди здоровим тканинам і побічних кровотеч), достатність місцевої анестезії і швидкий період реабілітації. Проте до недоліків РЧА відноситься неможливість отримання точних даних про ступінь ураження (хірурги перевіряють лише чи зберігається фібриляція після припинення теплової дії) та можливе кипіння крові навколо поверхні контакту електроду з міокардом впродовж термічного впливу.

При підготовці до РЧА особлива увага приділяється підбору параметрів електроду – його температурному режиму, часу впливу та площі контактної поверхні [2, 4]. Для цього необхідно розв'язати взаємопов'язані електричну та теплову задачі, де вхідними даними є характеристики людського організму та конструктивні особливості електроду.

Метою даної роботи є науковий огляд механізму роботи катетерних ендovasкулярних електродів та критеріїв підбору їх параметрів для проведення радіочастотної абляції міокарда.

Постановка задачі та результати аналізу. При проведенні РЧА використовують високочастотний струм від 300 до 1000 кГц, який подається на локальні ділянки міокарду через спеціальні трансвенозні катетерні електроди [1, 2]. Розмір кінчику електродів варіюється від 4 до 10 мм в залежності від необхідної густини струму. При проходженні струму тканина міокарду виступає резистором, на якому електрична енергія переходить в теплову, що описується наступним рівнянням [3]:

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla \times k \nabla T + JE - Q_h, \quad (1)$$

де J – густина струму, E – напруженість електричного поля, $k\nabla T$ – розподіл температури, p і c – густина і питома теплоємність тканини, Q_h – втрати тепла через перфузію (проходження крові тканиною).

На рис. 1 представлена схема РЧА тканини міокарду, що складається з радіочастотного генератора (РЧГ), тіла пацієнта та абляційного електроду, який поділяється на контакт електроду з міокардом та електроду з кров'ю.



Рисунок 1 – Електротехнічна схема РЧА тканини міокарду

Рівень деструкції міокарду прямо пропорційний потужності, поданій на електрод – чим більша потужність, тим вища температура і більша ділянка впливу електроду. Рівень потужності зазвичай від 5 до 30 Вт, що регулює температуру у межах 50–70 °С. Залежність глибини деструкції від потужності, поданої на електрод протягом 200 секунд, представлена на рис. 2 [1].

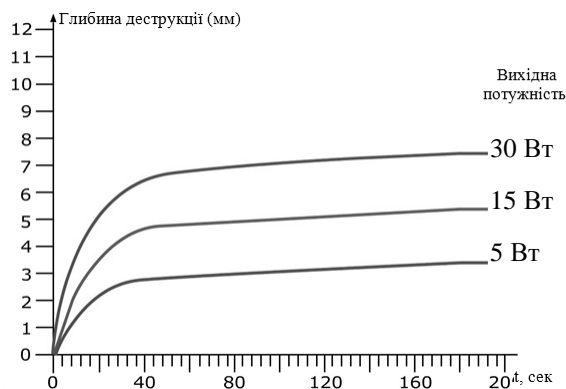


Рисунок 2 – Вплив потужності електроду на глибину пошкодження тканини

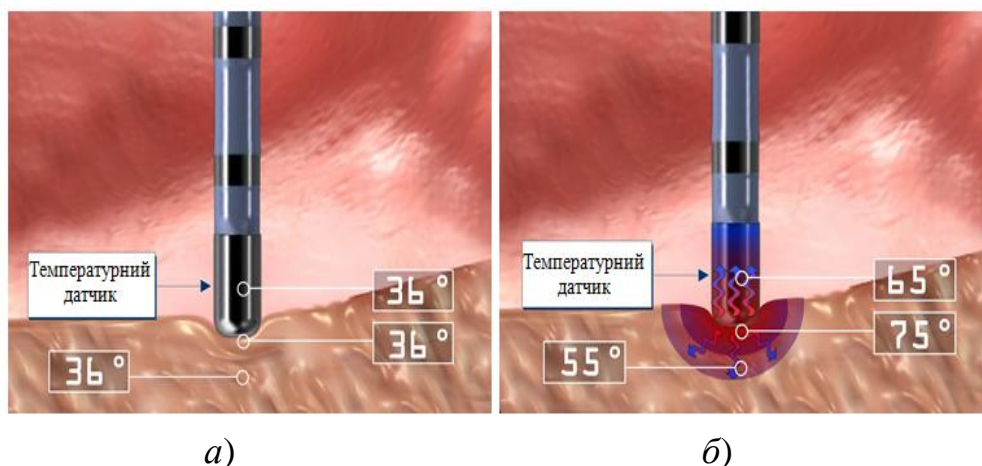


Рисунок 3 – Температура абляційного електроду і тканин:
а) при відсутності струму у колі, б) під час абляції.

Оскільки температура електроду визначає температуру тканини, то показники датчика, розташованого на кінці катетеру, використовуються під час РЧА як індикатор утворення пошкоджень. Крім цього робиться поправка на те, що температура суміжного міокарду завжди вище від температури абляційного електроду (см. рис. 3). Схема електроду для РЧА з вбудованим у наконечник термістором приведена на рисунку 4 [2].

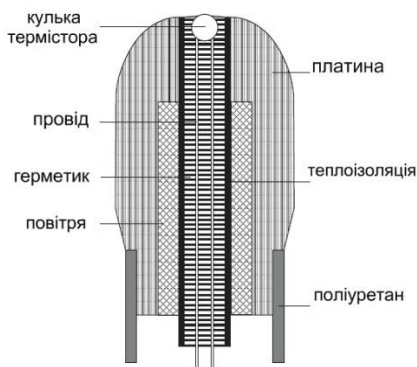


Рисунок 4 – Типовий абляційний електрод з вбудованим термістором

Важливим параметром при виборі електроду є також форма і площа його кінчика. Великі електроди (близько 4 мм і більше) дозволяють збільшити площу деструкції, однак через випромінювання великої кількості енергії виникає ризик абляційного ураження і може спостерігатись крайовий ефект біля поверхні активної зони електроду. Стандартним матеріалом катетерних електродів для РЧА є платина, однак існують і золоті наконечники. Найбільш популярними моделями, що представлені на ринку, є двонаправлений катетер EZ Steer, діагностичний абляційний катетер з кінчиком змінної кривизни NAVI-STAR THERMO-COOL і NAVI-STAR/NAVI-STAR DS, зовнішній базовий катетер RefStar, абляційний керований катетер CELSIUS з плетеним кінчиком, циркулярний картууючий катетер LASSO.

Висновки: Для успішного проведення радіочастотної абляції необхідно розв'язати взаємопов'язані електричну та теплову задачі, де вхідними даними є характеристики людського організму та конструктивні особливості електроду. В залежності від поставленої задачі необхідно підібрати потужність електроду, форму та площу його кінчика, а також частоту та час впливу на тканину.

Перелік посилань

1. d'Avila A., Houghtaling C., Gutierrez P., Vragovic O., Ruskin J.M., Josephson M.E., Reddy V.Y. Catheter ablation of ventricular epicardial tissue: a comparison of standard and cooled tip radiofrequency energy // *Circulation*. – 2004. – № 109. – pp. 2363-2369.
2. Edwards S.D., Stern R.A. Electrode and associated systems using thermally insulated temperature sensing elements. US Patent. – 1997. – 5,688,266
3. Haines D.E., Watson D.D. Tissue heating during radiofrequency catheter ablation: a thermodynamic model and observation in isolated perfused and superfused canine right ventricular free wall. – 1989. – *Pace*, 12, pp. 962–976
4. Nakagawa H., Wittkampf F.H., Yamanashi W.S. Inverse relationship between electrode and lesion size during radiofrequency ablation with electrode cooling // *Circulation*. – 1998. – № 98. – pp. 458-465.
5. Wittkampf F. H. RF catheter ablation: Lessons on lesions/ F. H. Wittkampf, H. Nakagawa// *Pacing Clin Electrophysiol*. - 2006. – № 29. – pp. 1285.