

Ablacja — fascynująca metoda usuwania arytmii

Ablation — the fascinating tool for treatment of arrhythmia

STRESZCZENIE

Ablacja oznacza celowe uszkodzenie tkanek za pomocą czynników fizycznych lub chemicznych. W okulistyce, laryngologii, onkologii, ginekologii, gastroenterologii stosuje się różne metody prowadzące do zaplanowanego uszkodzenia tkanek: światło laserowe, energia mikrofal, miejscowe zamrażanie tkanek (krioablacja), substancje chemiczne (alkohol). W chorobach serca stosuje się najczęściej ablację prądem o częstotliwości radiowej.

Zmienny prąd elektryczny o częstotliwości radiowej (RF) przepływający między końcówką elektrody umieszczonej w sercu oraz elastyczną płytką „prądu rozproszenia” na powierzchni ciała pacjenta powoduje wzrost temperatury w miejscu stykania się elektrody wewnętrzsercowej z tkanką. Obszar uszkodzenia zależy od wartości temperatury na granicy między elektrodą i powierzchnią uszkodzanej tkanki. Maksymalny obszar uszkodzenia tkanek jest określony dla danej elektrody. Zależy on od jej wielkości i kształtu.

Chociaż zasadniczym czynnikiem uszkodzenia jest ciepło, to nie wyjaśniono wpływu zmiennego pola elektromagnetycznego na uszkodzenie komórek. Często obserwuje się ustąpienie przewodzenia przez dodatkowy szlak w pierwszych sekundach przepływu prądu RF, zanim nastąpi uszkodzenie tkanek ciepłem. W pierwszych godzinach po ablacji w miejscu przepływu prądu w sercu jest odkształcone i przykleja się do niego włóknik. Tworzy się ograniczony obszar martwicy. Powierzchnia obszaru uszkodzonego w czasie aplikacji prądu RF przekracza o około 1 mm linię styku elektrody z tkanką, zaś uszkodzenie może osiągać głębokość 7 mm.

Ablacja z użyciem prądu o częstotliwości radiowej stała się metodą z wyboru leczenia zaburzeń rytmu serca, w tym również migotania przedsionków.

Forum Medycyny Rodzinnej 2010, tom 4, nr 1, 53–58

słowa kluczowe: ablacja, prąd o częstotliwości radiowej, zaburzenia rytmu

ABSTRACT

Ablation is defined as the removal of material from the surface of an object by vaporization, chipping, or other erosive processes. Examples of ablation are the erosive process that reduces the size of glaciers or erosion of rocks caused by water.

Zbigniew Jedynek,
Roman Kępski,
Franciszek Walczak

Klinika Zaburzeń Rytmu Serca,
Instytut Kardiologii w Warszawie

Adres do korespondencji:
dr n. med. Zbigniew Jedynek
Klinika Zaburzeń Rytmu Serca IK,
ul. Alpejska 42, 04-628 Warszawa
e-mail: z.jedynek@ikard.pl

Copyright © 2010 Via Medica
ISSN 1897-3590



W medycynie ablacja oznacza celowe uszkodzenie tkanek za pomocą czynników fizycznych lub chemicznych

In medicine ablation means planned destruction of tissues with physical or chemical agents.

In various areas of medicine ablation with: laser beams, microwaves, cryoablation or injection of alcohol is used. In cardiology the most common is the radiofrequency current ablation.

In radiofrequency ablation, heat is generated locally by a high frequency, alternating current that flows from an electrode placed in one of heart chambers to a disperse electrode placed on the body surface. The flow of radiofrequency current is locally heating the tissue. The local heat that is generated melts the tissue (coagulative necrosis) that is adjacent to the probe. The maximal area of necrosis is constant for the given type of electrode and depends on the magnitude and shape of the electrode tip.

The key factor causing tissue lesion is the heat, although the influence of the alternating electromagnetic field is unclear. It happens that conduction through the accessory pathway disappears in first seconds of RF application. This time can not be sufficient to heat the tissue but the accessory pathway block occurs.

The surface of lesion created by radiofrequency current application exceeds by 1 mm the area of tissue contacting electrode. The depth of the lesion can achieve 7 mm.

Radiofrequency current ablation is the method of choice in treatment of cardiac arrhythmia including atrial fibrillation.

Forum Medycyny Rodzinnej 2010, vol. 4, no 1, 53–58

key words: ablation, radiofrequency, arrhythmia

Słowo „ablacja” oznacza usuwanie powierzchniowej warstwy materiału. Termin ten używany jest między innymi w geologii do opisywania topnienia lodowca lub spłukiwania skał przez wodę [1]. Ablacją określa się też odparowanie materiału pod wpływem działania światła laserowego.

W medycynie ablacja oznacza celowe uszkodzenie tkanek za pomocą czynników fizycznych lub chemicznych. Stosowana jest w okulistyce, laryngologii, onkologii, ginekologii oraz gastroenterologii. Stosuje się różne metody prowadzące do zaplanowanego uszkodzenia tkanek: światło laserowe, energia mikrofal, miejscowe zamrażanie tkanek (krioablacja), substancje chemiczne (alkohol) [2–8]. Najwcześniej, bo od lat 20. XX wieku w stosowano prąd o częstotliwości radiowej (RF, *radiofrequency*) w celach leczniczych w neurochirurgii [9, 10].

W chorobach serca stosuje się najczęściej ablację prądem RF. Jedną elektrodę wprowadza się do serca poprzez nakłucie żyły lub tętnicy tak, aby jej końcówka dotykała wsierdzia w miejscu, które należy uszkodzić. W zależności od rodzaju arytmii może to być na przykład ujście dodatkowe szlaku przewodzenia lub ognisko arytmii zlokalizowane w komorze albo w przedsionku. Druga elektroda w formie elastycznej płytki o dużej powierzchni umieszczona jest na powierzchni ciała pacjenta.

Zmienny prąd elektryczny o częstotliwości radiowej (rzędu 500 kHz) przepływający między końcówką elektrody umieszczonej w sercu oraz elastyczną płytką „prądu rozproszenia” (*dispersion electrode*) powoduje wzrost temperatury w miejscu stykania się elektrody wewnątrzsercowej z tkanką. Moc dostarczona do tkanki w postaci prądu

zmiennego i towarzyszącego pola elektrycznego oddziałuje miejscowo w otoczeniu końcówki elektrody, ponieważ gęstość prądu jest w tym obszarze największa. Dalsze fragmenty tkanki ogrzewane są znacznie słabiej, gdyż prąd płynący w obwodzie: generator (czyli ablator) — elektroda ablująca — ciało pacjenta — elektroda rozproszenia — masa generatora, znacznie się rozprasza na odcinku między obiema elektrodami (ryc. 1).

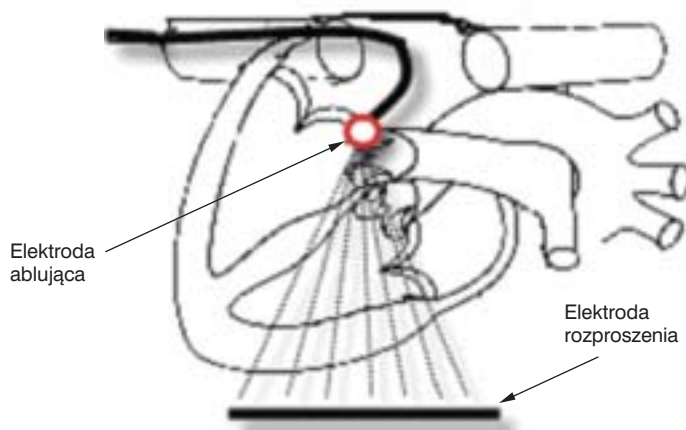
Aby zapobiec nadmiernemu ogrzaniu tkanki, należy w trakcie zabiegu kontrolować dostarczaną energię. Obecnie produkowane generatory prądu (ablatory) pracują w tak zwanym „zamkniętym układzie regulacji”. Daje to możliwość dostarczania do tkanki takiej mocy, aby na dystalnej części elektrody utrzymywana była stała temperatura. Dzięki temu unika się nadmiernego nagrzewania tkanki.

Oprócz automatycznej regulacji temperatury, obecnie stosowane ablatory są wyposażone w układ monitorowania impedancji na styku elektrody i poddawanej procesowi ablacji tkanki. Aparat wyłącza się samoczynnie, gdy impedancja jest za mała, za duża lub jej zmiany w czasie zachodzą zbyt szybko. **Przy dobrym kontakcie elektrody z tkanką niejednokrotnie wystarczająca jest moc rzędu 5W aby osiągnąć miejscową temperaturę około 70°C.**

Oddziaływanie temperatury na tkankę można w uproszczeniu scharakteryzować następująco:

- do temperatury 40°C — brak oddziaływania;
- powyżej 40°C — odwracalne zmiany w tkance, zależne od czasu ekspozycji;
- powyżej 49°C — nieodwracalne zmiany;
- powyżej 70°C — koagulacja tkanki;
- powyżej 100°C — zamiana płynu wewnątrz- i międzykomórkowego w parę;
- powyżej 200°C — karbonizacja (palenie) tkanki.

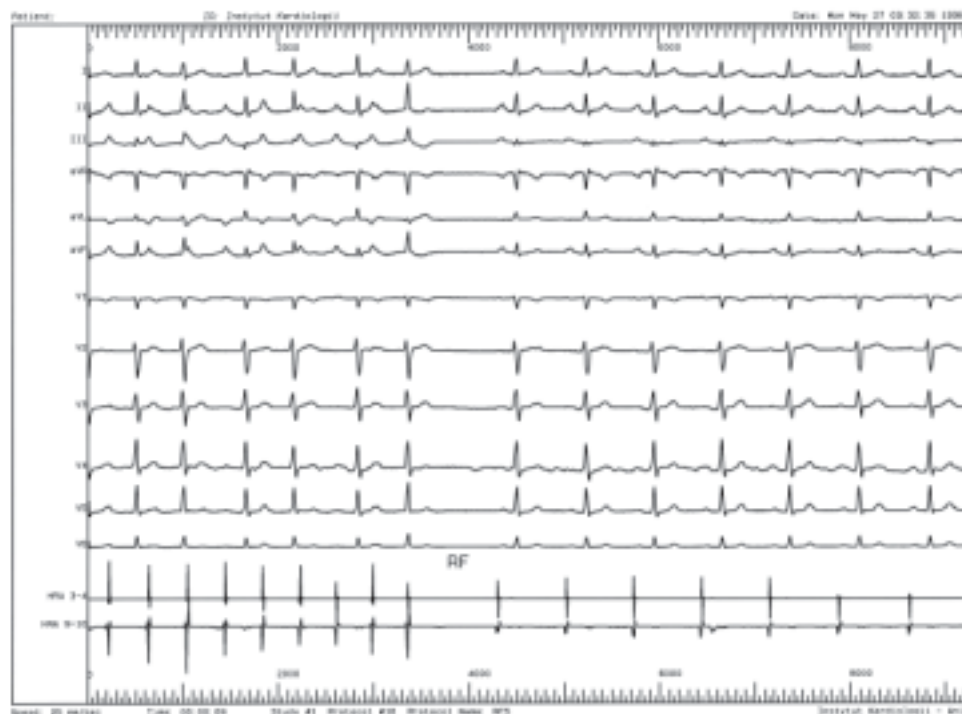
W wyższych temperaturach (> 100°C) powierzchnia wytworzonej blizny jest nie-



Rycina 1. Ideogram ablacji

równa, co zwiększa ryzyko wystąpienia powikłań zakrzepowo-zatorowych. Temperatura rzędu 46–50°C powoduje zmianę konformacji białek błony komórkowej i zwiększenie ich kinetyki, co prowadzi do zaburzeń przepuszczalności błony. Uszkodzeniu także ulegają białka cytoszkieletonu. Opisane zmiany ani zaburzenia metabolizmu komórek badane na podstawie metabolizmu kinazy kreatyniny nie tłumaczą wszystkich mechanizmów uszkodzenia komórek w czasie ablacji, gdyż zachodzą one w zbyt długim czasie. Czasami obserwuje się nieodwracalne skutki po kilku sekundach aplikacji prądu. Stwierdzono, że zmiany pobudliwości kardiomiocytów mogą być odwracalne przy temperaturze 42,7–51,3°C — średnio 48°C. Przy wyższych temperaturach w ciągu kilkadziesiąt sekund zachodzą zmiany nieodwracalne [11, 12].

W eksperymentach zwierzęcych stwierdzono, że największy obszar uszkodzenia występuje po aplikacjach prądu o częstotliwości około 200 kHz. Zmniejszenie częstotliwości może powodować komorowe zaburzenia rytmu; im mniejsza częstotliwość, tym bardziej są one nasilone. Przy częstotliwościach poniżej 100 kHz występują uogólnione skurcze mięśni. Stosując prąd o częstotliwościach 300–500 kHz uzyskuje się mniejszy obszar martwicy, ale skuteczność zabiegu jest



Rycina 2. Częstoskurcz przedsionkowy o cyklu 360 ms (częstości około 167/min) z przewodzeniem AV 3:2. W czasie aplikacji prądu RF ustąpił częstoskurcz i pojawił się rytm zatokowy o cyklu około 700 ms (częstość około 86/min)

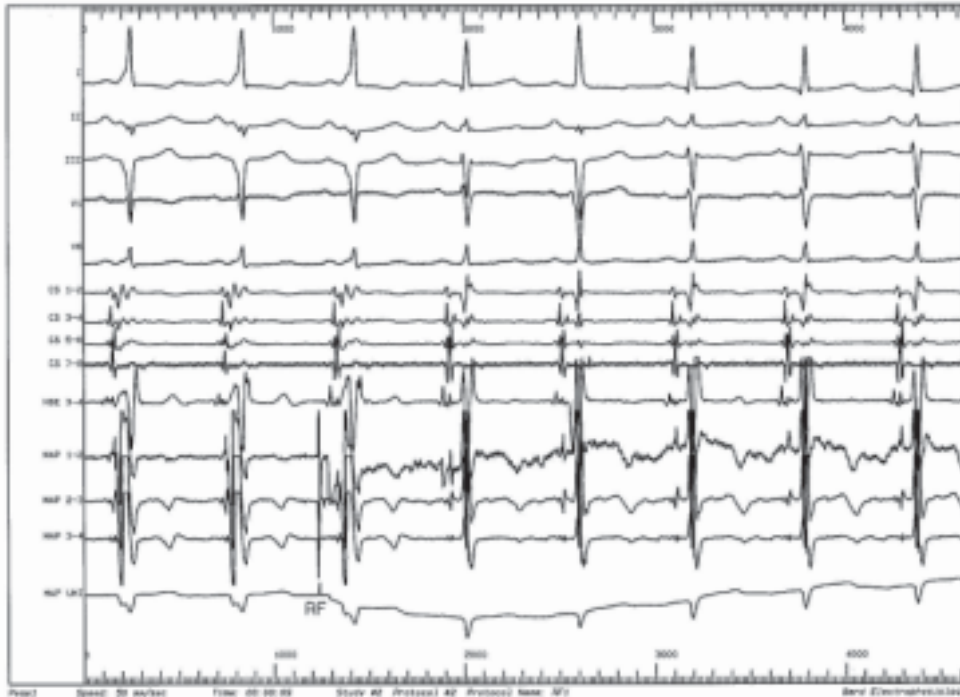
”
Często obserwuje
ustąpienie cech
preekscytacji
w pierwszych sekundach
przepływu prądu RF,
zanim nastąpi
uszkodzenie tkanek
ciepłem

jeszcze duża [13]. Mniejsze jest natomiast ryzyko niepożądanego działania prądu.

Obszar uszkodzenia zależy od wartości temperatury na granicy między elektrodą i powierzchnią uszkadzanej tkanki. Maksymalny obszar uszkodzenia tkanek jest określony dla danej elektrody. Zależy on od jej wielkości i kształtu [11, 14].

Chociaż zasadniczym czynnikiem uszkodzenia jest ciepło, to nie wyjaśniono wpływu zmiennego pola elektromagnetycznego na uszkodzenie komórek. Często obserwuje ustąpienie cech preekscytacji w pierwszych sekundach przepływu prądu RF, zanim nastąpi uszkodzenie tkanek ciepłem. Być może wynika to z obserwowanego w warunkach eksperymentalnych uszkodzenia błony komórkowej, na które nakładają się następnie zmiany spowodowane wysoką temperaturą, widoczne w badaniach histopatologicznych. W obszarze uszkodzenia obserwuje się także zmniejszenie regionalnego przepływu

krwi. W pierwszych godzinach po ablacji w miejscu przepływu prądu wsierdziej jest odkształcone i przykleja się do niego włókien, nawet wtedy, gdy stosowana jest niewielka moc prądu. Tworzy się ograniczony obszar martwicy koagulacyjnej otoczonej krwawą nadzianką oraz naciekiem zapalnym. Fragment tkanki objęty naciekiem może ulec martwicy i spowodować zablokowanie przewodzenia przez dodatkowy szlak, który był sprawny bezpośrednio po ablacji. Jednak zdarza się również, że powraca prawidłowa czynność miocytów objętych naciekiem zapalnym. Takie zmiany zachodzą w ciągu 48 godzin. Po 5 dniach nie obserwuje się już strefy przejściowej między obszarem martwicy i normalną tkanką. Po około 2 miesiącach tkanka uszkodzona w czasie ablacji zastępowana jest przez tkankę włóknistą, ziarninę i przewlekły nacieki zapalny. Blizna ulega obkurczeniu, zachowując równe brzozy [11, 12, 15, 16].



Rycina 3. Ustąpienie cech przewodzenia przez dodatkowy szlak w pierwszych sekundach aplikacji prądu RF. W celu uzyskania trwałego efektu ablacji aplikacja prądu jest kontynuowana przez kilkadziesiąt sekund

Ablacja przy stałej wielkości impedancji tkanki powoduje jednorodną martwicę denaturacyjną. Wzrost oporności wskazuje na to, że temperatura tkanki jest za wysoka, co wiąże się z przerwaniem powierzchni wsierdza i następnie utworzeniem skrzepliny. Dalsze dostarczanie energii może powodować gwałtowne ogrzewanie komórek, uwalnianie pary, zjawisko kawitacji, mikroeksplozje i w końcu zwęglenie tkanek. Wzrost oporności świadczy o wystąpieniu niekorzystnych zjawisk na końcówce elektrody. W obecnie produkowanych zestawach do ablacji wzrost oporności automatycznie przerywa aplikację RF [12, 15, 17, 18].

Powierzchnia obszaru uszkodzonego w czasie aplikacji prądu RF przekracza o około 1 mm linię styku elektrody z tkanką, zaś uszkodzenie może osiągać głębokość 7 mm. Jego wielkość zależy od ilości dostarczanej energii, a także od wielkości powierzchni elektrody endokawitarnej. Zwiększanie powierzchni elektrody, aby uzyskać większy obszar uszkodzenia, wymagałoby dostarcze-

nia proporcjonalnie większej energii dla osiągnięcia odpowiedniej gęstości pola elektromagnetycznego. Jednocześnie większe byłoby rozpraszanie ciepła przez przepływającą krew. Obecnie najczęściej używa się elektrod o powierzchni 4 mm², które zapewniają optymalny stosunek dostarczanej energii do wielkości obszaru uszkodzenia. Obszar uszkodzenia powstały w wyniku działania takiej elektrody jest na tyle mały, że podstawą powodzenia zabiegu jest umiejętność umieszczenia elektrody bezpośrednio nad ujściem dodatkowego szlaku lub miejscem źródła arytmii [17, 18]. Oprócz elektrod o powierzchni 4 mm² stosuje się elektrody o większej powierzchni grzania — 8 mm². Innym rodzajem są tak zwane elektrody przepływowe, czyli chłodzone strumieniem soli fizjologicznej przepływającej przez elektrodę i wypływającej z kilku małych otworów w jej części dystalnej. Elektrody takie zwiększają znacznie skuteczność zabiegu, którego często nie udałoby się wykonać przy użyciu elektrod standardowych.

**„
Obecnie najczęściej
używa się elektrod
o powierzchni 4 mm²,
które zapewniają
optymalny stosunek
dostarczanej energii
do wielkości obszaru
uszkodzenia**

Na skutek procesu chłodzenia elektrody, tkanki stykające się z nią wolniej się ogrzewają i nie wysychają, więc można użyć prądu o większej energii. Większa gęstość prądu powoduje odpowiednio głębsze uszkodzenia tkanek [19–21]. Jednak zintegrowa-

ny z elektrodą układ chłodzenia powoduje, że trudniej jest nią manewrować.

Ablacja z użyciem prądu RF stała się metodą z wyboru leczenia zaburzeń rytmu serca, w tym również migotania przedsionków.

PIŚMIENNICTWO

1. Encyklopedia Powszechna PWN, Warszawa 2009; 18.
2. Wilson S.E. Use of lasers for vision correction of nearsightedness and farsightedness. *N. Engl. J. Med.* 2004; 351: 470.
3. Timms M.S., Bruce I.A., Patel N.K. Radiofrequency ablation (coblation): a promising new technique for laryngeal papillomata. *J.L.O.* 2007; 121: 1: 28–30.
4. Gazelle S.G., Goldberg N.S., Solbiati L., Livraghi T. Tumor ablation with radio-frequency energy. *Radiology* 2000; 217: 633–646.
5. Bongers M.Y., Bourdrez P., Heintz A.P.M., Brölmann H.A.M., Mol B.W.M. Bipolar radio frequency endometrial ablation compared with balloon endometrial ablation in dysfunctional uterine bleeding: impact on patients & apos; health-related quality of life. *Fertility and Sterility* 2005; 83: 724–734.
6. Hage M., Siersema P.D., van Dekken H. i wsp. 5-Aminolevulinic acid photodynamic therapy versus argon plasma coagulation for ablation of Barrett's oesophagus: a randomised trial. *Gut.* 2004; 53: 785–790.
7. Chojnowska L. Rola ablacji alkoholowej w terapii pacjentów z kardiomiopatią przerostową z zawężaniem drogi odpływu — 10 lat od wprowadzenia metody. *Post. Kardiol. Int.* 2005; 1: 61–66.
8. Wellens H.J.J. Catheter ablation for cardiac arrhythmias. *N. Engl. J. Med.* 2004; 351; 1172–1172.
9. McLean A. The Bovie electrosurgical current generator. *Arch. Surg.* 1929; 18: 1863–1870.
10. Cosman B.J., Cosman E.R. Guide to radiofrequency lesion generation in neurosurgery. *Radio-nics procedure technique series monographs.* Burlington 1974.
11. Haines D. The biophysics of radiofrequency catheter ablation in the heart: the importance of temperature monitoring. *PACE* 1993; 16: 586–591.
12. Avitall B., Khan M., Krum D. i wsp. Physics and engineering of transcatheter cardiac tissue ablation. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 22: 921–932.
13. Ikeda T., Surgi K., Ninomyia K. i wsp. Optimal frequency of radiofrequency catheter ablation in vitro and in vivo for treating ventricular tachycardias- a study using various frequencies. *Jpn. Circ. J.* 1993; 57: 921–927.
14. Langberg J.J., Lee M.A., Cin M.C. Radiofrequency catheter ablation: the effect of electrode size on lesion volume in vitro. *PACE* 1990; 13: 1242–1248.
15. Haines D.E. The pathophysiology of radiofrequency lesion formation W: Zipes D.P (red.). *Catheter ablation of arrhythmias.* Futura Publishing Company Inc., Armonk 1994: 105–123.
16. Tanno K., Kobayashi Y., Kurano K. i wsp. Histopathology of canine hearts subjected to catheter ablation using radiofrequency energy. *Jpn. Circ. J.* 1994; 58: 123–135.
17. Fenelon G., Brugada P. Delayed effects of radiofrequency energy: mechanisms and clinical implications. *PACE* 1996; 19: 484–489.
18. Langberg J.J., Harvey M., Calkins H., el-Atassi R., Kalbfleisch S.I., Morady F. Titration of power output during radiofrequency catheter ablation of atrioventricular nodal reentrant tachycardia. *PACE* 1993; 16: 465–470.
19. Petersen H.H., Chen H., Pietersen A., Svendsen J.H., Haunsø S. Temperature-controlled irrigated tip radiofrequency catheter ablation: comparison of in vivo and in vitro lesion dimensions for standard catheter and irrigated tip catheter with minimal infusion rate. *J.C.E.* 1998; 9: 409–414.
20. Instrukcja obsługi ablatora HAT 200 S (Dr Osypka GMBH Medizintechnik Gebrauchsanweisung HAT 200 S), Berlin 1991.
21. Instrukcja obsługi ablatora Stockert EP — Shuttle, Cordis Webster, Freiburg 1997.