

Pobudzenia dodatkowe jako wskaźnik właściwego położenia elektrody podczas ablacji drogi węzłowej o wolnym przewodzeniu

Edward Koźluk, Franciszek Walczak, Ewa Szufladowicz, Zbigniew Jedynek,
Roman Kępski i Hanna Masiak

Samodzielna Pracownia Elektrofizjologii Klinicznej Instytutu Kardiologii w Warszawie

Extra beats as the indicators of correct catheter localization during slow pathway ablation

The aim of the study: *Our aim was to evaluate premature beats during slow pathway (SP) ablation as indicator of correct catheter localization.*

Material and methods: *70 patients (41 ± 14 years; 50 F) with SP ablation because of atrio-nodal reentrant tachycardia. We analyzed 464 application (ARF) performed during sinus rhythm. Three types of premature beats were distinguished: junctional (JPB) low-atrial (APB), ventricular (VPB). Electrophysiological study subdivided ARF into: permanently successful (65), transient (50) and unsuccessful (349) procedures.*

Results: *JPB were more often induced in midseptal area ($p < 0.0003$). They are the only independent predictor of successful ARF. We also observed that: ARF permanently successful could be differentiated from transient and unsuccessful only using JPB (respectively $p < 0.0001$; $p < 0.0007$). Transient ARF may be differentiated from unsuccessful using APB ($p = 0.0034$) or JPB ($p = 0.0069$).*

Type of induced beats probably depends on place of ARF. In distal part of SP (nodal end) catheter-induced activation runs faster through a-v node and retrograde fast pathway — JPB is induced. Activation induced in proximal part of SP faster runs through right atrium to the fast pathway — APB is induced. Application at the border zone may induced both types of beats. Probably APB may be induced not only in SP but also nearby (ARF unsuccessful) this may reduced their statistical significance.

Conclusions: *Induction of JPB during ARF confirms correct localization of the catheter. Significance of APB is not clear. Certainly APB differ transient ARF from unsuccessful. ARF in midseptal area more often induce JPB. (Folia Cardiol. 2001; 8: 65–72)*

atrioventricular nodal reentrant tachycardia, slow pathway, radiofrequency ablation, junctional beats, atrial beats, ventricular beats

Adres do korespondencji: Dr hab. med. Franciszek Walczak
Samodzielna Pracownia Elektrofizjologii Klinicznej IK
ul. Alpejska 42, 04–628 Warszawa
Nadesłano: 20.10.1999 r. Przyjęto do druku: 15.11.2000 r.

Wstęp

Ablacja prądem o częstotliwości radiowej powoduje uszkodzenie tkanki poprzez efekt termiczny [1–10]. Podwyższanie temperatury powoduje w pierwszej kolejności usprawnienie przewodzenia [11] i uaktywnienie lokalnej bodźcotwórczości [12–14]. Podczas ablacji drogi o wolnym przewodzeniu w obrębie trójkąta Kocha często wzbudza się dodatkowe pobudzenia (szczególnie węzłowe) [15–27]. Celem pracy jest weryfikacja hipotezy głoszącej, że pobudzenia dodatkowe wyzwalane prądem RF podczas ablacji drogi wolnej mogą być potwierdzeniem właściwego położenia elektrody.

Materiał i metody

Grupę badaną stanowiło 70 chorych (50 kobiet, 20 mężczyzn, w wieku 41 ± 14 lat) z opornym na farmakoterapię nawrotnym częstoskurczem węzłowym (AVNRT) typu I (*slow/fast*), których poddano wybiórczej ablacji prądem o częstotliwości radiowej drogi o wolnym przewodzeniu. Spośród wykonanych u nich 510 aplikacji prądu RF (ARF, *application RF*), podczas których temperatura była wyższa niż 48°C , przeanalizowano przebieg 464 aplikacji wykonanych podczas rytmu zatokowego. Na podstawie badania elektrofizjologicznego (EPS) podzielono je na trwale skuteczne (65 ARF), przejściowo skuteczne (50 ARF) i nieskuteczne (349 ARF). Pozostałe aplikacje (w tym 5 skutecznych) wykonano podczas częstoskurczu (1 nieskuteczna w czasie migotania przedsionków). Odtworzenie miejsca, w którym wykonano aplikację możliwe było dla 210 ARF (36 trwale skutecznych, 18 przejściowo skutecznych, 156 nieskutecznych).

Powierzchniowe EKG i elektrogramy wewnątrzsercowe rejestrowano na aparacie Mingograf 7 firmy Siemens (u pierwszych 50 pacjentów) oraz BARD Lab System (w grupie 20 chorych). Ablację wykonywano generatorem prądu RF — HAT 200S firmy Osypka GmbH oraz elektrodami CERABLA-TE 6F lub 7F z termistorem na końcówce o zmiennym kącie nachylenia przy średnicy krzywizny 30, 45 lub 60 mm. Generator wytwarza prąd o częstotliwości 500 kHz. Umożliwia wybór parametrów ablacji w następujących zakresach: maksymalna temperatura $40\text{--}90^{\circ}\text{C}$ lub moc $0\text{--}50\text{ W}$, czas $0\text{--}99\text{ s}$. Na płycie czołowej wyświetlają się nominalne i aktualne parametry, które jednocześnie są zapisywane w komputerze (temperatura, moc, impedancja i czas).

Metody badania elektrofizjologicznego i ablacji zostały szczegółowo opisane we wcześniejszych doniesieniach [28–29]. W celu właściwej lokalizacji

drogi wolnej wykorzystywano zarówno ocenę anatomiczną, jak i elektrofizjologiczną. W grupie chorych, u których podczas pobieżnego badania trójkąta Kocha nie udało się zarejestrować ewidentnego sygnału drogi wolnej, posługiwano się metodą anatomiczną.

Skuteczność każdej aplikacji sprawdzano badaniem elektrofizjologicznym. Początkowo powtarzano te stymulacje, które wyzwały AVNRT, następnie między 30 a 60 min obserwacji powtarzano pełny program badania. Na tej podstawie aplikacje podzielono na trwale skuteczne (ATR), przejściowo skuteczne (ANT) i nieskuteczne (ANS).

Za skuteczne uznawano te ARF, po których nie wywołono częstoskurczu > 30 min od aplikacji i częstoskurcz nie nawrócił spontanicznie w czasie obserwacji trwającej co najmniej rok.

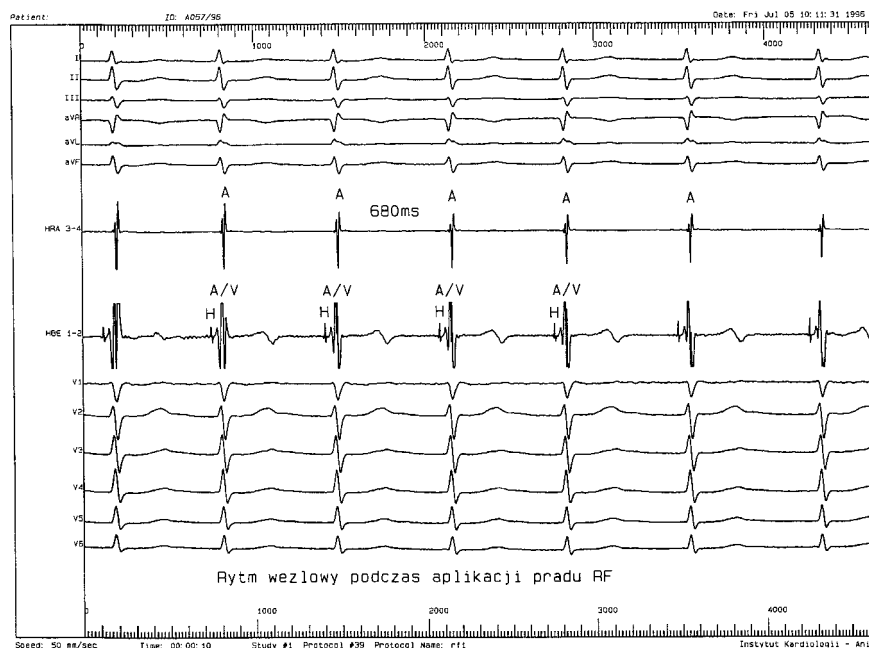
Za aplikacje przejściowo skuteczne uznano te, po których nie wyzwalano częstoskurczu bezpośrednio po aplikacji, ale nie spełniały one kryteriów aplikacji trwałej. Do grupy tej dołączono aplikacje częściowo skuteczne, po których strefa wyzwalania częstoskurczu uległa znacznemu zawężeniu.

Pozostałe aplikacje, po których wyzwalano częstoskurcz, niespełniające kryteriów aplikacji przejściowo skutecznych, uznano za nieskuteczne.

Przeanalizowano zapisy EKG oraz elektrogramy wewnątrzsercowe rejestrowane podczas 464 aplikacji wykonywanych w czasie rytmu zatokowego, zwracając uwagę na istnienie i rodzaj pobudzeń dodatkowych. Wyróżniono:

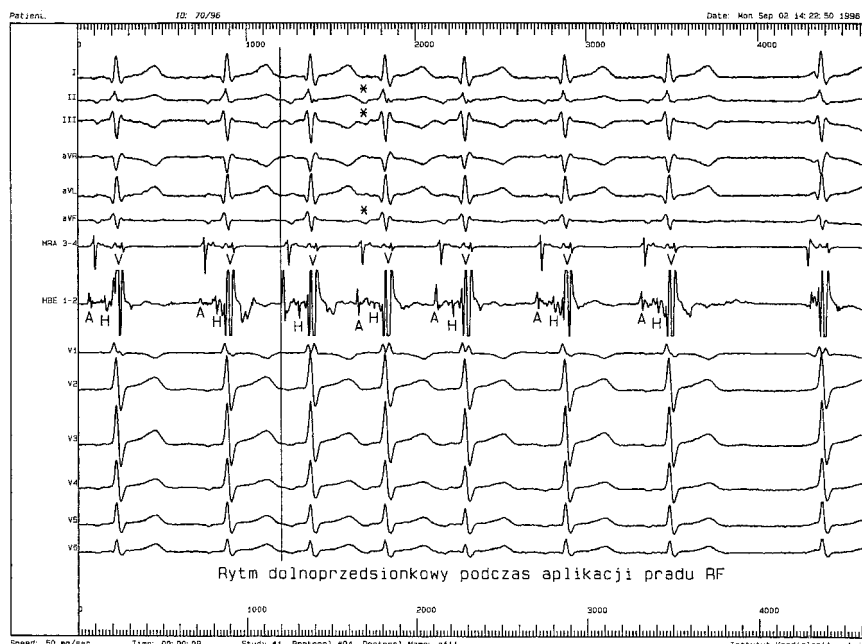
- przedwczesne pobudzenia dolnoprzedsiolkowe (APB, *low-atrial premature beats*) — skrócenie odstępu P-P (A-A) o ≥ 50 ms, załamek P ujemny lub dwufazowy w odprowadzeniach II, III i aVF, w odprowadzeniach wewnątrzsercowych załamek A wyprzedza sygnał H, odstęp HV taki sam, jak podczas rytmu zatokowego, morfologia załamek A i sekwencja jego aktywacji w elektrogramach inna od obserwowanej podczas rytmu zatokowego (ryc. 1);
- przedwczesne pobudzenia węzłowe (JPB, *junctional premature beats*) — jednoczesna aktywacja przedsionków i komór poprzedzona załamekiem H, najwcześniejsza aktywacja sygnału A rejestrowana na elektrodzie HBE, załamek P zmienia kształt zespołu QRS analogicznie jak podczas AVNRT (ryc. 2);
- przedwczesne pobudzenia komorowe (VPB, *ventricular premature beats*) — szeroki zespół QRS, załamek V nie poprzedza załamek H lub odstęp HV jest skrócony.

Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej na komputerze IBM PC przy użyciu pakietu SAS



Ryc. 1. Pobudzenie węzłowe podczas aplikacji prądu RF. U góry: odprowadzenia kończynowe, następnie elektrogram z górnej części prawego przedsionka (HRA), pęczka Hisa (HBE). Na dole odprowadzenia przedsercowe. Zwraca uwagę jednocześnie występowanie załamków A i V poprzedzonych sygnałem aktywacji pęczka Hisa.

Fig. 1. Premature junctional beat during RF application. From top to bottom: ECG limb leads, high right atrium electrogram. His bundle electrogram, ECG precordial leads. During JPB after the His bundle potential simultaneous A and V waves could be observed.



Ryc. 2. Pobudzenie dolnoprzedsionkowe podczas aplikacji prądu RF. U góry: odprowadzenia kończynowe (gwiazdką zaznaczono ujemny załamek P w odprowadzeniach II, III, aVF), następnie elektrogram z górnej części prawego przedsionka (HRA), pęczka Hisa (HBE). Na dole: odprowadzenia przedsercowe.

Fig. 2. Low atrial premature beat during RF application. From top to bottom: ECG limb leads, high right atrium electrogram. His bundle electrogram, ECG precordial leads. Asterisks denote negative P wave in leads II, III, aVF.

(*Statistical Analysis System*) z uwzględnieniem procedur: *FREQ*, *LOGISTIC* i programu *MEDISTAT*. Dane porównywano testem χ^2 . Poziom istotności testów przyjęto jako $p < 0,05$. W wynikach podawano pełną wartość p .

W celu wyodrębnienia niezależnych czynników rokowniczych wykonano analizę regresji z wsteczną eliminacją zmiennych. Ze względu na istotne zróżnicowanie trzech klas skuteczności między badanymi predyktorami, które uniemożliwiało przeprowadzenie poprawnej analizy regresji dla trzech kategorii, wykonano po 3 analizy: aplikacje trwałe *vs* nieskuteczne, trwałe *vs* nietrwale skuteczne, nietrwale skuteczne *vs* nieskuteczne. Ponieważ oceny dokonywano łącznie z innymi wskaźnikami położenia elektrody, liczba ocenianych w tej części pracy aplikacji uległa zmniejszeniu do 42 ARF trwale skutecznych, 35 przejściowo skutecznych i 263 nieskutecznych.

Wyniki

Wyniki indywidualnej analizy statystycznej dla poszczególnych wskaźników przedstawiono w tabelach 1–3. Wykazano istotną wartość rokowniczą dla JPB i APB.

Zestawiając wystąpienie powyższych wskaźników z miejscem, w którym wykonywano aplikację, stwierdzono znamienne wyższą częstość JPB ($p < 0,0003$) w obszarze środkowoprzegrodowym. Nie stwierdzono istotnej zależności pomiędzy miejscem aplikacji a występowaniem APB.

W analizie wieloczynnikowej dla różnych wskaźników właściwego położenia elektrody (m.in. potencjał drogi wolnej, którego charakterystyka jest tematem innego opracowania) niezależnym czynnikiem rokowniczym okazało się występowanie podczas ARF przedwczesnych pobudzeń węzłowych. Na granicy znamienności (w zależności od użytego testu) znajdowały się APB.

Tabela 1. Znaczenie zaburzeń rytmu podczas aplikacji dla oceny jej skuteczności

Table 1. Significance of the different types of the premature extra beats during RF application as predictors of success

ARF	APB (-)	APB (+)	JPB (-)	JPB (+)	VPB (-)	VPB (+)
ANS	263	86	315	34	300	49
ANT	25	25	34	16	39	11
ATR	32	33	18	47	55	10
p (pełny model)	0,001	10^{-7}	0,33			
p (ATR vs ANS)	0,0003	10^{-7}	0,37			

ANS (*unsuccessful applications*) — aplikacje nieskuteczne, ANT (*transiently successful applications*) — aplikacje przejściowo skuteczne, ATR (*permanently successful applications*) — aplikacje trwale skuteczne, APB (*low-atrial premature beats*) — pobudzenia dolnoprzedsionkowe, JPB (*junctional premature beats*) — pobudzenia węzłowe, VPB (*ventricular premature beats*) — pobudzenia komorowe. Istotnie statystycznie jest występowanie pobudzeń węzłowych i dolnoprzedsionkowych w czasie aplikacji trwale skutecznych.

Tabela 2. Wyniki analizy regresji liniowej z eliminacją zmiennych (3 zmienne)

Table 2. Results of three independent logistic analysis for pairs of data

ARF	ATR vs ANS		ATR vs ANT		ANT vs ANS	
N =	305		77		298	
	p	OR	p	OR	p	OR
APB	(-)	(-)	(-)	(-)	0,0034	0,316
JPB	0,0001	0,041	0,0007	0,142	0,0069	0,290
SPp	0,03	0,358	0,0018	0,147	(-)	(-)
pełny model (3 zmienne)	0,0001		0,0011		0,0001	

OR (*odds ratio*) — iloraz szans, SPp (*slow pathway potential*) — potencjał drogi wolnej; pozostałe oznaczenia jak w tabeli 1.

Tabela 3. Położenie elektrody ablacyjnej a rodzaj wyzwalanych prądem RF zaburzeń rytmu

Table 3. Correlation between the localization of the catheter and the type of premature beats

	APB (-)	APB (+)	JPB (-)	JPB (+)	VPB (-)	VPB (+)
Śródkowoprzegrodowe	9	9	11	7	10	9
Pośrednie	12	8	10	10	12	8
Tylnoprzegrodowe	117	46	137	25	138	18
$p <$	0,11		0,0003		0,00004	

Oznaczenia jak w tabeli 1. Podczas aplikacji w obszarze środkowoprzegrodowym znamienne częściej obserwuje się występowanie pobudzeń węzłowych i komorowych.

W bardziej szczegółowej analizie zaobserwowano, że:

- w różnicowaniu ARF trwałych od nieskutecznych APB nie mają istotnego znaczenia, zaś JPB są niezależnymi czynnikami potwierdzającymi właściwe położenie elektrody ablacyjnej ($p < 0,0001$);
- w różnicowaniu ARF trwałych od przejściowo skutecznych APB nie mają istotnego znaczenia, zaś niezależnymi czynnikami potwierdzającymi właściwe położenie elektrody ablacyjnej są JPB ($p = 0,0007$);
- w różnicowaniu ARF przejściowo skutecznych od nieskutecznych istotne są zarówno APB ($p = 0,0034$), jak i JPB ($p = 0,0069$).

Dyskusja

Pobudzenia węzłowe i dolnoprzedionkowe jako wskaźnik uszkodzenia drogi o wolnym przewodzeniu

Coraz częściej pojawiają się doniesienia, zgodne z prezentowanymi wynikami, podkreślające znaczenie występowania JPB lub rytmu węzłowego jako perspektywnych wskaźników skuteczności ARF [13–25]. Ponadto Baker i wsp. [15] zaobserwowali, że brak rytmu węzłowego podczas aplikacji skutecznej koreluje ze zwiększonym ryzykiem nawrotu arytmii.

Thakur i wsp. [16] wyróżniają 2 typy rytmu węzłowego podczas aplikacji. Typ I — szybki rytm węzłowy (o długości cyklu 363 ± 44 ms), często związany z przerwaniem przewodzenia wstecznego, zmiennie częściej poprzedza wystąpienie zaawansowanego bloku przedsionkowo-komorowego w kierunku zstępującym. Typ II — wolniejszy (długość cyklu 558 ± 116 ms), najczęściej nie jest związany z wystąpieniem zaburzeń przewodzenia w kierunku wstecznym. Zwykle obserwuje się go podczas skutecznej aplikacji w obrębie drogi o wolnym przewodzeniu. Odmienny pogląd reprezentują Jentzer i wsp. [17], którzy wykazali, że długości cykli rytmu węzłowego są podobne podczas aplikacji skutecznych i nieskutecznych oraz nie są wskaźnikiem wystąpienia bloku przewodzenia zarówno w kierunku zstępującym, jak i wstecznym. Potwierdzili natomiast, że wystąpienie zaburzeń przewodzenia w kierunku wstecznym podczas rytmu węzłowego sugeruje zwiększone ryzyko bloku przedsionkowo-komorowego w kierunku zstępującym. W badaniach własnych trwały, zaawansowany blok przedsionkowo-komorowy wystąpił u jednej chorej, dlatego trudno odnieść się do powyższych poglądów. Częste występowanie pojedynczych pobudzeń do-

datkowych istotnie obniża wartość rokowniczą długości cyklu JPB. Pełna zgodność w piśmiennictwie dotyczy tylko dużej wartości wystąpienia JPB w potwierdzaniu właściwego położenia elektrody podczas ablacji drogi wolnej. W badaniu przeprowadzonym przez autorów niniejszej pracy był to najważniejszy, niezależny czynnik rokowniczy skutecznej aplikacji.

Wykazano także mniejszą korelację w odniesieniu do APB, które również potwierdzają właściwe położenie elektrody, lecz na ich temat nie znalaziono doniesień w dostępnym piśmiennictwie.

Nie stwierdzono żadnej zależności pomiędzy obecnością VPB a skutecznością aplikacji. Zwiększenie ich liczby podczas niektórych aplikacji, szczególnie w obszarze środkowoprzegrodowym, może wynikać ze wzbudzenia poprzez ciepło aktywności bodźcotwórczej mięśnia komory w okolicy przegrody przedsionkowo-komorowej.

Mechanizm powstawania zaburzeń rytmu będących wskaźnikiem skutecznej aplikacji prądu RF

Droga o wolnym przewodzeniu znajduje się pomiędzy ujściem zatoki wieńcowej a pierścieniem zastawki trójdzielnej w obrębie trójkąta Kocha. W tym obszarze rozpoczynają się pasma przedsionkowych włókien mięśniowych biegnących wzdłuż płata przegrodowego zastawki trójdzielnej, które przewodzą aktywność przedsionka, tworząc tylne wejście do węzła przedsionkowo-komorowego, charakteryzujące się znacznym zwolnieniem przewodzenia. W tym rejonie stwierdzono również zwiększoną gotowość komórek do własnego automatyzmu (*high level of automaticity*) [1, 30]. Ponadto aplikacja prądu RF może wpływać na zmianę przewodzenia przez błony pobudliwe [2]. Zjawisko to może być główną przyczyną wzmoczonego automatyzmu, który poprzedza zniszczenie SP. Stwierdzono, że temperatura $44\text{--}45^\circ\text{C}$ powoduje wzrost stężenia wapnia wewnątrzkomórkowego, głównie przez zwiększenie niezależnego od blokerów kanału wapniowego jego napływu przez błonę komórkową. Wzrost temperatury $\geq 45^\circ\text{C}$ uszkadza błonę komórkową i może prowadzić do napływu jonów sodu i wapnia do komórki, wywołując depolaryzację i nasilenie napięcia włókien mięśniowych. W zakresie temperatur $45\text{--}50^\circ\text{C}$ obserwuje się z tego powodu nieprawidłowy automatyzm. Temperatura $> 50^\circ\text{C}$ powoduje nieodwracalny kurcz komórek mięśniowych oraz początkowo odwracalny, potem trwały blok przewodzenia [3, 12, 13].

Rodzaj wzbudzonych podczas aplikacji RF pobudzeń przedwczesnych zależy prawdopodobnie od miejsca, w którym się ją wykonuje. Podczas aplika-

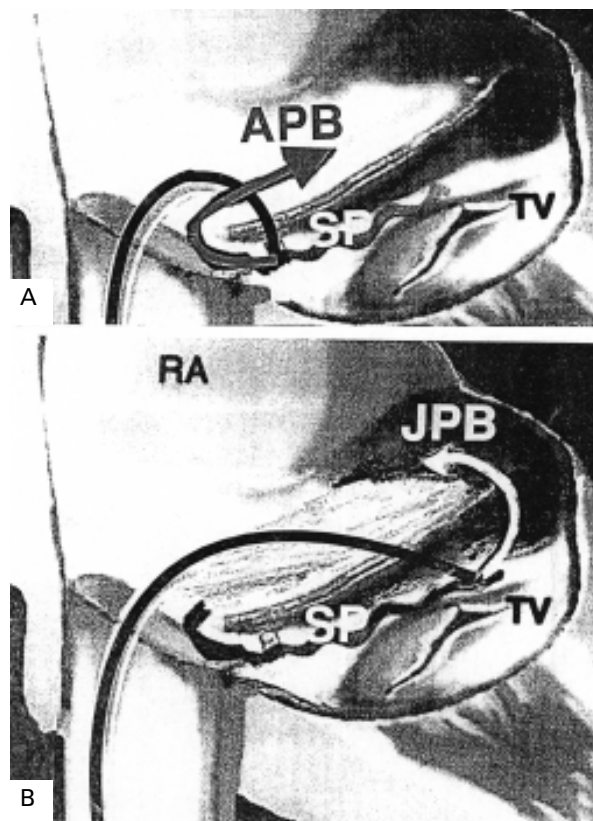
cji w obrębie dystalnej części drogi o wolnym przewodzeniu (od strony węzła) wzbudzona aktywacja szybciej osiągnie przedsionek, biegnąc przez węzeł i drogę szybką niż wstecznie drogą wolną. Aktywacja zarejestruje się jako przedwczesne pobudzenie węzłowe (ryc. 3A). Odwrotnie aktywacja wzbudzona w proksymalnej części drogi wolnej (od strony ujścia zatoki wieńcowej) pobudza przedsionek w okolicy ujścia zatoki wieńcowej. Fala aktywacji szybciej osiągnie pęczek Hisa poprzez drogę szybką niż bezpośrednio przez drogę wolną. Będzie to widoczne w postaci przedwczesnego pobudzenia dolnoprzedionkowego (ryc. 3B). Aplikacje wykonywane w strefie pośredniej mogą spowodować oba rodzaje pobudzeń.

Czułość i swoistość wystąpienia pobudzeń węzłowych jako wskaźnika skuteczności aplikacji jest wyższa niż APB. Można to wyjaśnić zwiększoną skłonnością do własnego automatyzmu komórek w obrębie trójkąta Kocha pod wpływem podwyższonej temperatury [14, 31]. Pobudzenia dolnoprzedionkowe mogą prawdopodobnie być wzbudzone nie tylko w obrębie drogi wolnej, ale również w jej sąsiedztwie (ARF będzie nieskuteczna). Pobudzenia węzłowe mogą powstać tylko wtedy, gdy aktywacja dotrze do pęczka Hisa szybciej drogą wolną niż szybką, czyli musi ona powstać w obrębie drogi wolnej. Dlatego nieskuteczność ARF, w czasie której występują JPB, może wskazywać na zbyt krótki czas aplikacji lub uzyskaną zbyt niską temperaturę.

W sytuacji, gdy elektroda nie przylega do SP, lecz znajduje się w bezpośrednim sąsiedztwie, prąd RF może poprzez wzbudzone pobudzenie przedwczesne wyzwolić typowy lub nietypowy AVNRT. Jako wskaźnik skutecznej ARF można uznać zwalnający się częstoskurcz nawrotny. Zwolnienie to wynika z postępującego uszkodzenia SP.

Wnioski

1. Istnieje pełna zgodność wszystkich zastosowanych metod statystycznych dotycząca wartości wczesnego wystąpienia JPB w czasie aplikacji prądu RF jako czynników potwierdzających właściwe położenie elektrody ablacyjnej.



Ryc. 3. Mechanizm powstawania pobudzeń dolnoprzedionkowych (A) i pobudzeń węzłowych (B). Opis w tekście. APB — pobudzenie dolnoprzedionkowe, JPB — pobudzenie węzłowe, SP — droga o wolnym przewodzeniu, TV — zastawka trójdzielna, RA — prawy przedsionek.

Fig. 3. Proposed mechanism of the low atrial (A) and junctional (B) premature beats — details in the text. APB — atrial premature beats, JPB — junctional premature beats, SP — slow pathway, TV — tricuspid valve (septal leaflet), RA — right atrium.

2. Nie ma pełnej zgodności w ocenie wartości APB w przewidywaniu trwałej skuteczności ARF. Bezspornie pozwalają one różnicować tylko aplikacje nieskuteczne od przejściowo skutecznych.
3. Podczas aplikacji w obszarze środkowoprzegrodowym częściej występują JPB.

Streszczenie

Pobudzenia dodatkowe podczas ablacji wolnej drogi węzłowej

Cel pracy: Ocena pobudzeń dodatkowych wyzwalanych podczas ablacji wolnej drogi węzłowej (SP, slow pathway) jako wskaźnika właściwego położenia elektrody.

Materiał i metody: 70 chorych (41 ± 14 lat; 50 kobiet) z nawrotnym częstoskurczem przedsionkowo-węzłowym poddano ablacji SP. Z 510 aplikacji prądu RF (ARF, application

RF) przeanalizowano przebieg 464 wykonanych podczas rytmu zatokowego. Badano występowanie i rodzaj pobudzeń dodatkowych: węzłowych (JPB, junctional premature beats), dolno-przedsionkowych (APB, low-atrial premature beats), komorowych (VPB, ventricular premature beats). Badanie elektrofizjologiczne pozwoliło wyróżnić ARF: trwale skuteczne (65), przejściowo skuteczne (50) i nieskuteczne (349).

Wyniki: Dodatkowe pobudzenia węzłowe częściej ($p < 0.0003$) wzbudzano w obszarze śród-kowoprzegrodowym. W analizie wieloczynnikowej JPB stanowią niezależny czynnik rokowniczy. Zaobserwowano, że w różnicowaniu ARF trwale skutecznych od nieskutecznych i przejściowo skutecznych tylko JPB są niezależnym czynnikiem potwierdzającymi właściwe położenie elektrody (odpowiednio $p < 0,0001$; $p = 0,0007$), zaś w różnicowaniu ARF przejściowo skutecznych od nieskutecznych istotne są APB ($p = 0,0034$) i JPB ($p = 0,0069$).

Rodzaj wzbudzanych pobudzeń zależy prawdopodobnie od miejsca aplikacji. Podczas ARF w dystalnej części SP (tj. na jej końcu węzłowym) pobudzenie wywołane przez cewnik szybciej dociera do przedsionka przez węzeł i drogę szybką (wstecznie) niż przez SP — powstaje JPB. Aktywacja z proksymalnej części SP najpierw obejmuje przedsionek w okolicy ujścia zatoki wieńcowej, a następnie dociera do pęczka Hisa przez drogę szybką — powstaje APB. Aplikacje w strefie pośredniej wywołują oba rodzaje pobudzeń. APB mogą prawdopodobnie być wzbudzone nie tylko w SP, ale również w jej sąsiedztwie (ARF będzie nieskuteczna) — stąd ich mniejsza wartość rokownicza.

Wnioski: JPB w czasie ARF są czynnikiem potwierdzającym właściwe położenie elektrody. Nie ma pełnej zgodności w ocenie wartości rokowniczej APB. Bezsprzecznie pozwalają one różnicować aplikacje nieskuteczne od przejściowo skutecznych. Podczas aplikacji w obszarze śród-kowoprzegrodowym częściej występują JPB. (Folia Cardiol. 2001; 8: 65–72)

nawrotny częstoskurcz węzłowy, droga wolna, ablacja prądem o częstotliwości radiowej, pobudzenia węzłowe, pobudzenia przedsionkowe, pobudzenia komorowe

Piśmiennictwo

1. Avitall B., Khan M., Krum D., Hare J., Lessila C., Dhala A., Deshpande S., Jazayeri M., Sra J., Akhtar M. Physics and engineering of transcatheter cardiac tissue ablation. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 22: 921–932.
2. Nath S., Haines D. Biophysics and pathology of catheter energy delivery systems. *Progress in Cardiovascular Diseases* 1995; 37: 185–204.
3. Nath S., DiMarco J.P., Mounsey J.P., Lobban J.H., Haines D.E. Correlation of temperature and pathological effect during radiofrequency catheter ablation of the AV junction. *Circulation* 1995; 92: 1188–1192.
4. Calkins H., Prystowsky E., Carlson M., Klein L.S., Saul J.P., Gillette P. Temperature monitoring during radiofrequency catheter ablation procedures using closed loop control. *Circulation* 1994; 90: 1279–1286.
5. Haines D., Watson D.D. Tissue heating during radiofrequency catheter ablation: a thermodynamic model and observations in isolated perfused and superfused canine right ventricular free wall. *PACE* 1989; 12: 962–977.
6. Hirao K., Sato T., Otomo K., Yamamoto N., Nawara H., Doshida N., Suzuki F., Kawara T., Hiejima, Tanaka M. The response of atrioventricular junctional tissue to temperature. *Jpn. Circ. J.* 1994; 58: 351–361.
7. Hoyt R.H., Huang S.K., Marcus F.I., Odell R.S. Factors influencing transcatheter radiofrequency ablation of the myocardium. *J. Appl. Cardiol.* 1986; 1: 469–486.
8. McLean A. The Bovie electrosurgical current generator. *Arch. Surg.* 1929; 18: 1863–1873.
9. Shahidi A.V., Savard P. A finite element model for radiofrequency ablation of the myocardium. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1994; 41: 963–968.
10. Strickberger S.A., Ravi S., Daoud E., Niebauer M.J., Man K.Ch., Morady F. Relation between impedance and temperature during radiofrequency ablation of accessory pathways. *Am. Heart J.* 1995; 130: 1026–1030.
11. Simmers T.A., de Bakker J.M.T., Wittkamp F.H.M., Hauer R.N.W. Effects of heating on impulse propagation in superfused canine myocardium. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1995; 25: 1457–1464.

12. Mikkelsen R.B., Reinlib L., Donowitz M. i wsp. Hyperthermia effects on cytosolic (Ca^{2+}) analysis at the single cell level by digitized imaging microscopy and cell survival. *Cancer. Res.* 1991; 51: 359–364.
13. Stevenson M.A., Calderwood S.K., Hahn G.M. Rapid increases in inositol triphosphate and intracellular Ca^{++} after heart shock. *Biochem. Biophys. Res. Commun.* 1986; 137: 826–833.
14. Zahn A. Experimentelle untersuchungen uber reizbildung und reizleitung im atrioventrikularknoten. *Pflueg. Arch.* 1912; 151: 247–278.
15. Schumacher B., Tebbenjohanns J., Pfeiffer D., Jung W., Luderitz B. Junktionale Arrhythmien bei der Radiofrequenzmodifikation des atrioventrikularen Knotens. *Z. Kardiol.* 1995; 84: 977–985.
16. Thakur R.K., Klein G.J., Yee R., Stites H.W. Junctional tachycardia: a useful marker during radiofrequency ablation for atrioventricular node reentrant tachycardia. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1993; 22: 1706–1710.
17. Jentzer J.H., Goyal R., Williamson B.D., Man K.Ch., Niebauer M., Daoud E., Strickberger S.A., Hummel J.D., Morady F. Analysis of junctional ectopy during radiofrequency ablation of the slow pathway in patients with atrioventricular nodal reentrant tachycardia. *Circulation* 1994; 90: 2820–2826.
18. Boyle N.G., Anselme F., Monahan K. i wsp. Origin of junctional rhythm during radiofrequency ablation of atrioventricular nodal reentrant tachycardia in patients without structural heart disease. *Am. J. Cardiol.* 1997; 80: 575–580.
19. Kelly P.A., Mann D.E., Adler S.W., Fuenzalida Ch.E., Bailey W.M., Reiter M. Predictors of successful radiofrequency ablation of extranodal slow pathways. *PACE* 1994; 17: 1143–1148.
20. Koźluk E., Walczak F., Szufladowicz E., Jedynek Z., Rembelska H., Koźluk J. Time necessary for transient or permanent radiofrequency ablation of the slow pathway. „EuroPace’97”, Monduzzi Editore, International Proceedings Division. 1997; 989–991.
21. Koźluk E., Walczak F., Szufladowicz E., Koźluk J., Jedynek Z., Rembelska H. Pobudzenia przedwczesne wywołane ablacją — prospektywnym wskaźnikiem zniszczenia drogi o wolnym przewodzeniu — doniesienie wstępne. *Kardiol. Pol.* 1995; 42: 130–133.
22. Baker II J.H., Plumb V.J., Epstein A.E., Kay G.N. Predictors of recurrent atrioventricular nodal reentry after selective slow pathway ablation. *Am. J. Cardiol.* 1994; 73: 765–769.
23. Chen S.A., Wu T.J., Chiang Ch.E., Tai Ch.T., Chiou Ch.W., Ueng K.Ch., Lee S.H., Cheng Ch.Ch., Wen Z.Ch., Chang M.S. Recurrent tachycardia after selective ablation of slow pathway in patients with atrioventricular nodal reentrant tachycardia. *Am. J. Cardiol.* 1995; 76: 131–137.
24. Lin J.L., Lin F.Y., Lo H.M., Tseng Ch.D., Cheng T.F., Chen J.J., Tseng Y.Z., Lien W.P. Perinodal slow potentials as a local guide for transcatheter radiofrequency ablation of atrioventricular nodal reentrant tachycardia: therapeutic efficacy and electrophysiological mechanisms of success. *Br. Heart J.* 1995; 74: 268–276.
25. Manolis A.S., Wang P.J., Estes III N.A.M. Radiofrequency ablation of slow pathway in patients with atrioventricular nodal reentrant tachycardia. Do arrhythmia recurrences correlate with persistent slow pathway conduction or site of successful ablation? *Circulation* 1994; 90: 2815–2819.
26. Natale A., Klein G., Yee R., Thakur R. Shortening of fast pathway refractoriness after slow pathway ablation. Effects of autonomic blockade. *Circulation* 1994; 89: 1103–1108.
27. Tai Ch.T., Chen S.A., Chiang Ch.E., Wu T.J., Cheng Ch.Ch., Chiou Ch.W., Lee S.H., Ueng K.Ch., Wang S.P., Chiang B.N., Chang M.S. Accessory atrioventricular pathways and atrioventricular nodal reentrant tachycardia in teenagers. *Jpn. Heart J.* 1995; 36: 305–317.
28. Walczak F., Marcisz-Szufladowicz E., Jedynek Z., Kępski R., Koźluk E., Łastowiecka E., Popławska W., Stępińska J. Ablacja prądem wysokiej częstotliwości (radiofrequency) u chorych z nawrotnym częstoskurczem węzłowym — doniesienie wstępne. *Kardiol. Pol.* 1993; 40: 199–205.
29. Walczak F., Szufladowicz E., Koźluk E., Jedynek Z., Kępski R., Rembelska H., Łastowiecka E., Bujnowska E., Borowiecka E. Przewodząca ablacja prądem częstotliwości radiowej u 30 chorych z nawrotnym częstoskurczem węzłowym — czy tylko ablacja drogi wolnej? *Kardiol. Pol.* 1995; 43: 122–128.
30. Haissaguerre M., Gaita F., Fischer B. i wsp. Elimination of atrioventricular nodal reentrant tachycardia using discrete slow potentials to guide application of radiofrequency energy. *Circulation* 1992; 85: 2162–2175.
31. Zahn A. Experimentelle untersuchungen uber reizbildungim atrioventrikularknoten und sinus coronaris. *Zentral. Physiol.* 1912; 26: 495–499.