

Optymalna konfiguracja elektrod dla stałej stymulacji dwuprzedsionkowej

Andrzej Kutarski¹, Maciej Wójcik¹, Krzysztof Oleszczak¹ i Max Schaldach²

¹Katedra i Klinika Kardiologii Akademii Medycznej w Lublinie

²Department of Biomedical Engineering, University of Erlangen-Nuremberg, Germany

Skrócona wersja pracy została opublikowana w *Progress in Biomedical Research* 2000; 5: 73–83. Naczelny redaktor *Progress in Biomedical Research* Prof. Max Schaldach wyraził zgodę na powtórny publikację rozszerzonej wersji pracy w języku polskim.

Optimal lead configuration for permanent biatrial pacing

Introduction: *Biatrial (BiA) pacing becomes accepted nonpharmacological method of reentrant atrial arrhythmia prevention in pts with interatrial conduction disturbances. However optimal lead configuration and electrodes connection remains still unanswered question. Simultaneous pacing of both atria using cathodal current (divided with Y connector) will probably replace the most popular split BP configuration (avoidance of anodal pacing). However, the location of the common anode and its influence on effectiveness of BiA pacing has not been evaluated till now.*

Material and methods: *In 12 patients during implantation of BiA pacing system consisting of a standard J-shaped BP right atrial (RA) and BP Biotronik coronary sinus (CS) designed lead we examined: threshold impulse amplitude, impedance and parameters of energy consumption. The examination was performed during split bipoles and dual cathodal pacing of both atria using different location of common anode and CS electrode connections. Standard pacemaker and programmer were used for more precise evaluation of pacing conditions.*

Results: *The results showed that there were significant differences in effectiveness of BiA pacing in individual pts using different pacing modes (split BP and dual cathodal BP) and using proximal or distal ring of CS lead as cathode or anode.*

Conclusions: *CS offers comparable to RAA sensing conditions but remains several times more energy consuming for permanent pacing. BP configuration offers more favourable pacing/sensing conditions when compared to UP CS configuration. Dual cathodal BP pacing configuration is generally as good as split BP for permanent BiA pacing. Location of common anode in proximal ring of CS lead significantly improves effectiveness of BiA pacing in dual cathodal BP configuration in the majority of pts (without influence on sensing conditions). Marked differences of CS pacing conditions (between proximal and distal CS ring electrodes) observed in some of pts indicate necessity of exact BiA pacing conditions (threshold pulse amplitude, impedance) evaluation using different connection of electrodes. The final selection of most favourable pacing configuration for each patient is necessary because there is no single optimal universal configuration for permanent BiA pacing. Available hardware has to permit for optimal (for each patient) connection of electrodes and leads for permanent BiA pacing. (Folia Cardiol. 2001; 8: 41–60)*

biatrial pacing effectiveness, biatrial pacing configurations, coronary sinus pacing

Adres do korespondencji: Dr Andrzej Kutarski
Katedra i Klinika Kardiologii AM
ul. Jaczewskiego 8, 20–090 Lublin
Nadesłano: 6.10.2000 r. Przyjęto do druku: 13.11.2000 r.
Praca finansowana z grantu KBN nr 4 P05B 005 18.

Wstęp

Rola zaburzeń przewodzenia między- i śródprzedsionkowego jako ważnej i względnie częstej przyczyny nawracających nawrotnych arytmii przedsionkowych (zarówno migotania, jak i trzepotania przedsionków) została wykazana wiele lat temu [1, 2]. Jednak dopiero wielopunktowe (resynchronizujące) sposoby stymulacji przedsionkowej stworzyły nowe możliwości terapeutyczne dla tych pacjentów. W 1994 roku Daubert (Rennes) zaproponował stymulację dwuprzedsionkową [3], a Saksena i Prakash (Nowy Jork) dwupunktową stymulację prawego przedsionka. Wyniki obserwacji zarówno krótko- [5, 6], jak i długookresowych [7, 8] obu grup były bardzo obiecujące: u 50–60% pacjentów arytmia nie wystąpiła, a stosowanie farmakoterapii nie było konieczne, u 20–30% istotnie zmniejszyła się liczba nawrotów arytmii przedsionkowych, a tylko u 20–30% pacjentów resynchronizacja przedsionkowa nie zmieniła częstości nawrotów arytmii lub wystąpiło utrwalone migotanie przedsionków.

Dotychczas nie są dostępne na rynku specjalne rozruszniki do stymulacji dwuprzedsionkowej, zaś stosowanie standardowych stymulatorów wiąże się z koniecznością dokonywania różnych połączeń elektrod tak, aby z jednego kanału (wyjścia) rozrusznika stymulować obydwa przedsionki. Najpopularniejszym rozwiązaniem jest szeregowe połączenie elektrod (SBP, *split bipoles configuration*) [3–8]. W tej unikalnej, nigdy wcześniej nie stosowanej konfiguracji, rozgałęźnik „Y” umożliwia połączenie katody z końcówką standardowej jednobiegunowej elektrody prawoprzedsionkowej, a anody z drugą elektrodą przedsionkową, której końcówka znajduje się w okolicy ujścia zatoki wieńcowej [4, 6, 8] lub w części środkowej (rzadziej proksymalnej bądź dystalnej) zatoki wieńcowej [3, 5, 7]. Ta konfiguracja połączeń pozwala na doskonały odbiór potencjałów obu przedsionków i efektywną stymulację resynchronizującą (w trybie AAT), zarówno w czasie rytmu zatokowego jak i podczas przedwczesnych pobudzeń ektopowych pochodzących z prawego lub lewego przedsionka [3–8].

Główną wadą systemu polegającego na szeregowym połączeniu elektrod pozostaje wysoka globalna impedancja i (najczęściej wtórnie) względnie wysokie wartości progu stymulacji [9–18].

Drugą niekorzystną cechą tego systemu jest konieczność stymulacji prądem anodowym, choć od wczesnych lat 70. wiadomo, że stymulacja taka jest generalnie gorsza od stymulacji prądem katodowym [19, 20]. Stokes i Kay podsumowali aktualny stan

wiedzy na temat różnic efektywności i efektów elektrofizjologicznych stymulacji anodowej i katodowej [21]. Istnieją trzy główne różnice pomiędzy stymulacją anodową i katodową: wyższy próg stymulacji anodowej, szczególne właściwości arytmogenne stymulacji anodowej (krótszy okres efektywnej refrakcji przedsionków, możliwość uzyskania skutecznej stymulacji w okresie efektywnej refrakcji, jeżeli zastosuje się większą amplitudę impulsu), przyspieszenie korozji końcówki elektrody powodowane przez potencjał anodowy — szczególnie przy małej jej powierzchni. Materiały, z jakich obecnie konstruuje się elektrody, eliminują ryzyko korozji, natomiast pierścienie standardowych elektrod dwubiegunowych są wystarczająco duże ($> 50 \text{ mm}^2$), aby zapobiec niebezpieczeństwu (wywoływanie tachyarytmii) przypadkowej stymulacji anodowej. Należy podkreślić, że całą wiedzę na temat elektrofizjologicznych efektów stymulacji anodowej uzyskano w trakcie badań dotyczących stymulacji komorowej i dotychczas nie udowodniono (ale i nie wykluczono), że można ją przenosić na stymulację przedsionkową.

Z kolei Cazeau zaproponował inne — równoległe — połączenie elektrod do wielopunktowej stymulacji serca, tj. dwukatodową jednobiegunową stymulację serca (DUP, *dual unipolar cathodal pacing*). W konfiguracji tej elektrody podłączone są równoległe poprzez rozgałęźnik „Y” do katody przedsionkowego kanału stymulatora, zaś obudowa stymulatora pełni rolę wspólnej anody [22]. Taki dwuprzedsionkowy układ stymulujący oferuje gorsze warunki sterowania niż wcześniej omówiony układ SBP z powodu odbierania potencjałów przedsionkowych w konfiguracji jednobiegunowej, zaprogramowanie zaś zbyt dużej czułości kanału przedsionkowego wiąże się z ryzykiem detekcji potencjałów mięśniowych. Całkowita impedancja obwodu i wartości progu stymulacji są względnie niskie, lecz konsumpcja energii pozostaje istotnie wyższa niż przy stosowaniu szeregowego połączenia elektrod [11, 13, 14, 16–18]. W wypadku wysokich wartości progu stymulacji w zatoce wieńcowej pojemność kondensatora standardowego stymulatora może być niewystarczająca, aby zagwarantować zaprogramowaną amplitudę impulsu [23]. Główną zaletą tego systemu pozostaje unikanie stymulacji anodowej i ryzyka wynikającego z potencjalnych właściwości arytmogennych stymulacji anodowej.

Czteroletnie doświadczenia ze stymulacją dwuprzedsionkową [24] zaowocowały opracowaniem modyfikacji systemu szeregowego łączenia elektrod Dauberta. Zamiana biegunowości elektrod umożliwiła katodową stymulację zatoki wieńcowej i poprawę efektywności stymulacji dwuprzedsionkowej: obniżenie wartości progu stymulacji, zużycia ener-

gii i wyraźne zmniejszenie ryzyka wystąpienia bloku wyjścia (*exit block*) podczas stymulacji dwuprzedsionkowej [10, 12, 15]. Nasze badania potwierdziły spostrzeżenia Mossa i Greenberga sprzed 25 lat, dotyczące przydatności pierścieniowej elektrody do stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej [9, 10, 15, 25]. Katodowa stymulacja z pierścienia standardowej lub specjalnej elektrody proksymalnego odcinka zatoki wieńcowej eliminuje ryzyko przypadkowej stymulacji komory prądem anodowym (u kilku procent pacjentów jest to możliwe jedynie wtedy, gdy końcówka elektrody znajduje się w dystalnym odcinku zatoki wieńcowej). Ostatnio Bennet potwierdził potencjalnie proarytmiczne właściwości prądu anodowego (hiperpolaryzującego) przy zastosowaniu odpowiednio wysokiej energii [26]. Teoretycznie można się spodziewać, że stymulacja anodowa nawet uszka prawego przedsionka może w wypadku zaburzeń sterowania (*undersensing*) i interferencji rytmów wywołać arytmie przedsionkową poprzez stymulację w okresie efektywnej refrakcji przedsionków.

Zainteresowania konstruktorów podążały w kierunku stymulacji obu przedsionków prądem katodowym i stymulacji dwukatodowej z zastosowaniem początkowo jednobiegunowej (DUP), a następnie dwubiegunowej (DBP) konfiguracji elektrod do stałej stymulacji dwuprzedsionkowej. Obecnie wydaje się, że teoretycznie bezpieczniejszy, lecz bardziej „energochłonny” system stymulacji dwukatodowej będzie stosowany coraz częściej. Długi, posiadający dużą powierzchnię pierścieni elektrody prawoprzedsionkowej może zostać wykorzystany w celu połączenia anody wspólnej dla obu aktywnych elektrod (katod) (ryc. 1, tab. 3).

Ostatnio wykazaliśmy przydatność nowej dwubiegunowej elektrody przeznaczonej do stałej stymulacji zatoki wieńcowej [27, 28]. Dzięki jej dwóm pierścieniom zastosowanie różnych połączeń stwarza możliwość stymulacji dwóch różnych miejsc zatoki wieńcowej (ryc. 1, 2). Uznaliśmy, że jeden z pierścieni tej elektrody można wykorzystać również do podłączenia wspólnej anody dla kanału przedsionkowego, tzn. dla obu katod przedsionkowych, chociaż w piśmiennictwie nie znaleźliśmy informacji, by taką możliwość brano pod uwagę.

Pozostało więc kilka otwartych — ważnych z praktycznego punktu widzenia — pytań:

- czy istnieją różnice w efektywności stymulacji pomiędzy konfiguracją szeregowego i równoległego łączenia elektrod (dwukatodową), jeśli pierścień elektrody prawoprzedsionkowej wykorzystany zostanie jako wspólna anoda (konfiguracja dwukatodowa dwubiegunowa) zamiast

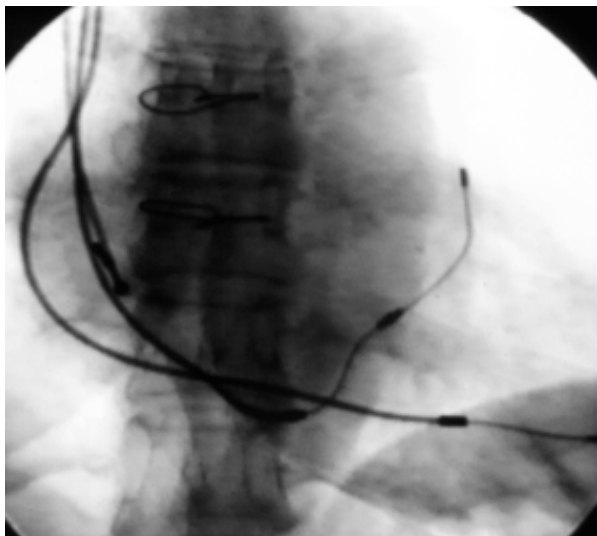


Ryc. 1. Elektroda COROX (firmy Biotronik) przeznaczona do stałej stymulacji zatoki wieńcowej. Obok, dla porównania, standardowa elektroda typu „J” stosowana do stymulacji uszka prawego przedsionka (SYNOX J-BP). Wydłużony (6-centymetrowy) dystalny odcinek elektrody COROX zakończony długimi „wąsikami” umożliwia jej zakotwiczenie w jednej z żył serca, co zapobiega dyslokacji. Dwa pierścienie tej elektrody służą do stymulacji i odbierania potencjałów lewego przedsionka z zatoki wieńcowej. Widoczna różnica wielkości pierścieni pomiędzy obiema elektrodami.

Fig. 1. The new Biotronik coronary sinus designed lead — COROX and (for comparison) standard Biotronik’s J-shaped BP lead — SYNOX). Prolongation (6 cm) of electrically inactive distal part of the COROX lead (with longer and stronger tines, than in standard leads) enables to anchor the tip of the lead in a narrow cardiac vein and prevents its dislodgement. Both narrow, fractally-coated rings of this lead may be used for pacing/sensing of left atrium from mid part of the coronary sinus.

obudowy stymulatora (konfiguracja dwukatodowa jednobiegunowa)?

- który z pierścieni (proksymalny czy dystalny) elektrody w zatoce wieńcowej stwarza lepsze warunki sterowania/stymulacji i jest bardziej przydatny do stymulacji dwuprzedsionkowej z szeregowym i równoległym połączeniem elektrod?
- czy wykorzystanie jednego z dwóch pierścieni elektrody w zatoce wieńcowej jako wspólnej anody może poprawić efektywność stymulacji lewego przedsionka i stymulacji dwuprzedsionkowej?
- jakie jest najlepsze miejsce wspólnej anody przy stymulacji dwuprzedsionkowej w dwubiegunowej konfiguracji dwukatodowej?



Ryc. 2. Trójkamowy (dwuprzedsionkowo-komorowy) układ stymulujący z elektrodą COROX w zatoce wieńcowej.

Fig. 2. The new Biotronik coronary sinus designed lead (COROX) in three-chamber (biatrial and ventricular) pacing system.

Celem badań była próba znalezienia odpowiedzi na pytanie ogólne: który ze znanych systemów połączeń elektrod można uznać za najlepszy do stałej stymulacji dwuprzedsionkowej?

Część I. Warunki stymulacji i sterowania prawego i lewego przedsionka

Materiał i metody

Badania przeprowadzono u 12 pacjentów (6 mężczyzn i 6 kobiet; w wieku 52–76 lat, śr. 66,4 lat) z zaburzeniami przewodzenia w obrębie przedsionków ($P_{II} > 125$ ms) i nawracającymi arytmiami przedsionkowymi, podczas implantacji dwuprzedsionkowego układu stymulującego (10 chorych) oraz podczas zmiany rodzaju stymulacji z jedno- na dwuprzedsionkową (2 chorych). Oceniano warunki stymulacji i sterowania z końcówki elektrody prawoprzedsionkowej oraz z proksymalnego i dystalnego pierścienia elektrody w zatoce wieńcowej — zarówno w konfiguracji jedno-, jak i dwubiegunowej (tab. 1). Sterowanie i stymulację oceniano za pomocą zewnętrznego analizatora parametrów stymulacji ERA 300 B firmy Biotronik. Poza pomiarami dokonywanymi automatycznie wykonywano zapis potencjałów wewnątrzsercowych (IEGM) na papierze (przesuw papieru 50 mm/s, cęcha 1 mV = 20 mm) w celu dokonania ręcznych pomiarów amplitudy fali A i V potrzebnych do wyliczenia wskaźnika amplitudy fali (A/V). Wszystkie wykonane badania miały charakter rutynowy i obowiązkowy, nie stanowiły więc dodatkowego obciążenia dla operowanego pacjenta, a ich celem był dobór najlepszego dla danego chorego sposobu połączenia elektrod.

Tabela 1. Połączenia elektrod (lokalizacja elektrody czynnej — katody i elektrody biernej — anody) stosowane dla oceny warunków sterowania i stymulacji w prawym i lewym przedsionku

Table 1. Electrodes connections during evaluation of unifocal right and left atrial pacing/sensing conditions

Typ stymulacji i detekcji przedsionkowej	Stymulacja i detekcja RA UP		Stymulacja i detekcja CS	
	Katoda (elektroda czynna)	Końcówka elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Proksymalny pierścień elektrody CS
Anoda (elektroda bierna)	Kieszkań stymulatora		Dystalny pierścień elektrody CS	Proksymalny pierścień elektrody CS
	I	II	III	IV
Urządzenie: pomiar automatyczny ERA 300 i zapisy IEGM na papierze				

RA — prawy przedsionek, CS — zatoka wieńcowa, UP — stymulacja jednobiegunowa

Wyniki

Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 2.

Wykazano, że najkorzystniejsze ostre warunki stymulacji i sterowania występują w uszku prawego przedsionka. Warunki sterowania z zatoki wieńcowej są korzystniejsze przy konfiguracji dwubiegunowej niż jednobiegunowej, szczególnie w aspekcie znacznie korzystniejszego stosunku amplitudy fali A/V. Ocenione w czasie zabiegu wartości progu stymulacji (ok. 2,5 V) i zużycia energii (ok. 5 mA) w zatoce wieńcowej są 4–5-krotnie wyższe niż w uszku prawego przedsionka.

Do stymulacji prawego przedsionka u większości pacjentów stosowano elektrody o „dużej” (5 pa-

cientów) lub „średniej” (3 pacjentów) impedancji (SX-53 BP lub PX-53 BP firmy Biotronik). Tłumaczy to względnie wysoką impedancję i niskie zapotrzebowanie energetyczne przy stymulacji prawego przedsionka. Do stymulacji lewego przedsionka u większości pacjentów stosowano elektrody Biotronik przeznaczone specjalnie do stymulacji zatoki wieńcowej (ryc. 1). Mniejsza powierzchnia pierścienia dystalnego (i być może ukształtowanie jego powierzchni) może uzasadniać nieznacznie lepsze warunki stymulacji i wyższą impedancję niż w wypadku dłuższego pierścienia proksymalnego. Nasze wyniki potwierdzają dotychczasowe obserwacje — konfiguracja dwubiegunowa zapewnia odbiór bardziej lokalnych potencjałów i korzystniejszy stosunek amplitudy fali A/V (ryc. 3, 4).

Tabela 2. Porównanie warunków sterowania i stymulacji prawego i lewego przedsionka przy różnych konfiguracjach połączeń elektrod

Table 2. The comparison of unifocal right and left atrial pacing/sensing conditions

Konfiguracja stymulacji i detekcji		Kieszeń stymulatora				Ocena statystyczna średnich różnic za pomocą testu Studenta dla par		
		I	II	III	IV	II–III	II–IV	III–IV
Katoda (elektroda czynna)	Końcówka elektrody RA							
	Dystalny pierścień elektrody CS							
	Proksymalny pierścień elektrody CS							
	Dystalny pierścień elektrody CS							
Anoda (elektroda bierna)	Kieszeń stymulatora				Proksymalny pierścień elektrody CS			
Amplituda fali A [mV]	L. przyp.	11	9	9	9	n=9	n=9	n=9
	Średnia	2,57	2,88	3,27	2,43	t=0,361	t=0,704	t=0,376
	Sd	1,97	2,52	3,27	2,43	p=0,727	p=0,501	p=0,716
	Mediana	2,3	1,4	2,2	2,6			
Próg stymulacji (amplituda impulsu) [V]	L. przyp.	12	12	12	12	n=12	n=12	n=12
	Średnia	0,6	2,44	2,57	2,27	t=0,135	t=0,524	t=0,337
	Sd	0,37	1,59	2,51	1,65	p=0,894	p=0,601	p=0,742
	Mediana	0,4	1,75	2,1	1,5			
Natężenie progowe impulsu [mA]	L. przyp.	8	8	8	8	n=8	n=8	n=8
	Średnia	0,77	5,1	5,41	4,33	t=0,213	t=1,078	t=1,136
	Sd	0,68	3,91	2,52	2,46	p=0,836	p=0,316	p=0,293
	Mediana	0,53	4,1	5,61	4,16			
Impedancja [Ω]	L. przyp.	12	12	12	12	n=12	n=12	n=12
	Średnia	695,1	438,9	368,5	588,3	t=3,644	t=7,859	t=9,631
	Sd	235,1	95,7	58,2	123	p=0,0038	p=0,000008	p=0,000001
	Mediana	608	416,5	358	527			
Amplituda fali A (mierzona ręcznie z zapisów IEGM)	L. przyp.	11	10	10	10	n=10	n=10	n=10
	Średnia	2,8	3,22	2,33	3,8	t=0,235	t=2,566	t=1,433
	Sd	1,48	1,67	1,72	1,45	p=0,819	p=0,030	p=0,185
	Mediana	2,4	3	3	4			
Amplituda fali V (mierzona ręcznie z zapisów IEGM)	L. przyp.	11	10	10	10	n=10	n=10	n=10
	Średnia	1,73	3	3,34	2,29	t=0,674	t=1,790	t=2,837
	Sd	0,57	0,91	1	0,95	p=0,517	p=0,107	p=0,0194
	Mediana	1,8	2,88	3,5	2,1			
Wskaźnik fali A do fali V	L. przyp.	11	10	10	10	n=10	n=10	n=10
	Średnia	1,8	1,19	1,21	2,11	t=0,034	t=2,110	t=1,465
	Sd	1,03	0,82	1,03	1,84	p=0,973	p=0,064	p=0,176
	Mediana	1,72	0,89	0,97	1,46			

Połączenia elektrod (lokalizacja elektrody czynnej — katody i elektrody biernej — anody) stosowane dla oceny warunków sterowania w prawym i lewym przedsionku				
Rodzaj stymulacji przedsionkowej	Stymulacja RA	Stymulacja i detekcja CS		
Katoda	Końcówka elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień elektrody CS
Anoda	Kieszka stymulatora			Proksymalny pierścień elektrody CS
Nr pacjenta: 8				
Nr pacjenta: 6				
Nr pacjenta: 5				
Nr pacjenta: 4				
Nr pacjenta: 11				

RA — prawy przedsionek, CS — zatoka wieńcowa, UP — konfiguracja jednobiegunowa, BP — konfiguracja dwubiegunowa

Ryc. 3. Przykłady jednojamowych zapisów potencjałów wewnątrzsercowych (IEGM) dokonanych podczas implantacji układu stymulującego u 5 pacjentów. Zapisy wykonano za pomocą urządzenia ERA 300 B przy szybkości przesuwu papieru 50 mm/s. Zwraca uwagę korzystniejszy wskaźnik amplitudy fali A/V w prawym przedsionku niż w zatoce wieńcowej.

Fig. 3. Examples of IEGM recorded after final RA and CS leads location in 5 patients. All recordings were performed using external threshold analyser (ERA 300 B); the gain 1 mV = 10 mm and paper speed 50 mm/s. In all patients CS offered comparable to RA sensing conditions, but more favourable A/V ratio was in RAA IEGM recordings.

Porównanie warunków sterowania przy różnych konfiguracjach połączeń elektrod dla stymulacji dwuprzedsionkowej						
Połączenia elektrod i konfiguracje detekcji z użyciem różnych systemów stymulacji dwuprzedsionkowej						
Typ stymulacji dwuprzedsionkowej	Konfiguracja dwubiegunowa z podwójną katodą (obie katodalne elektrody przedsionkowe połączone równoległe, anoda — pierścień elektrody przedsionkowej)				Konfiguracja szeregowo bipolarna (elektrody połączone szeregowo)	
Katoda	Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA + dystalny pierścień elektrody CS		Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień elektrody CS
Anoda	Pierścień elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Proksymalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA	Końcówka elektrody RA
Nr pacjenta: 8						
Nr pacjenta: 6						
Nr pacjenta: 5						
Nr pacjenta: 4						
Nr pacjenta: 11						

RA — prawy przedsionek, CS — zatoka wieńcowa, UP — konfiguracja jednobiegunowa, BP — konfiguracja dwubiegunowa

Ryc. 4. Przykłady dwujamowych (dwuprzedsionkowych) zapisów potencjałów wewnątrzsercowych (IEGM) dokonanych podczas implantacji dwuprzedsionkowego układu stymulującego w 6 ocenianych i porównywanych konfiguracjach elektrod. Najlepsze warunki sterowania zapewnia szeregowo połączenie elektrod. Przy równoległym połączeniu elektrod — lokalizacja wspólnej anody na pierścieniu elektrody prawoprzedsionkowej poprawia detekcję potencjałów prawego przedsionka; przeniesienie wspólnej anody na pierścień elektrody w zatoce wieńcowej wywiera analogiczny efekt — nieznacznie poprawia lewoprzedsionkowe warunki sterowania.

Fig. 4. Five examples of biatrial IEGMs in the same 5 patients presented in figure 3. The recordings were obtained during simultaneous sensing of both of atria using 6 (examined and compared in this study) BiA pacing sensing configurations. Split BP configuration offers optimal sensing of both of atria. In dual cathodal sensing/pacing configuration location of the common anode in the ring of the RA lead improves right atrial A wave sensing; its transmission to the ring of the CS lead slightly improves left atrial A wave sensing but worsens sensing of the RA potential.

Stabilność położenia elektrody i wartości progu stymulacji stanowiły główne kryteria ostatecznej akceptacji położenia elektrody w zatoce wieńcowej. Natomiast ze względu na to, że dwuprzedsionkowy układ stymulujący sterowany jest głównie potencjałami prawego przedsionka, lewoprzedsionkowe warunki sterowania odgrywają znacznie mniejszą rolę.

Część II. Optymalna konfiguracja elektrod dla stałej stymulacji dwuprzedsionkowej

Zasadniczym celem tej części badań była ocena i porównanie warunków stymulacji dwuprzedsionkowej przy zastosowaniu różnych typów połączeń elektrod. Z praktycznego punktu widzenia istotne znaczenie miało znalezienie odpowiedzi na następujące pytania:

- czy do stałej stymulacji dwuprzedsionkowej w konfiguracji z szeregowym (SBP) i równoległym (DBP) połączeniem elektrod korzystniejsze jest wykorzystanie proksymalnego, czy dystalnego pierścienia dwubiegunowej elektrody w zatoce wieńcowej?

- czy w wypadku stymulacji obu przedsionków prądem katodowym (równoległe połączenie elektrod ze wspólną anodą na pierścieniu jednej z elektrod przedsionkowych — DBP) lokalizacja wspólnej anody (pierścień elektrody prawoprzedsionkowej, proksymalny lub dystalny pierścień elektrody lewoprzedsionkowej) ma wpływ na efektywność stymulacji (wielkość progu stymulacji i zużycia energii)?
- który z systemów wykazuje największą przydatność do stałej stymulacji dwuprzedsionkowej i czy istnieje uniwersalny system połączeń elektrod najkorzystniejszy dla wszystkich pacjentów?

Metody

Część badań dotycząca porównania efektywności różnych typów i odmian (konfiguracji) stymulacji dwuprzedsionkowej została przeprowadzona w tej samej grupie pacjentów, którą opisano powyżej, oraz w czasie tych samych zabiegów. Badane konfiguracje stymulacji dwuprzedsionkowej przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Połączenia elektrod (różna lokalizacja elektrody czynnej — katody i anody biernej — anody) dla oceny warunków sterowania i stymulacji podczas stymulacji dwuprzedsionkowej

Table 3. Cathodal and anodal electrodes connections and configurations during simultaneous pacing of both atria using different BiA pacing systems

Typ stymulacji dwubiegunowej	Konfiguracja dwubiegunowa z podwójną katodą (obie katodalne elektrody przedsionkowe połączone równoległe, anoda — pierścień elektrody przedsionkowej)				Konfiguracja szeregową dwubiegunową (elektrody połączone szeregowo)	
	Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA + dystalny pierścień elektrody CS		Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień elektrody CS
Katoda (elektroda czynna)						
Anoda (elektroda bierna)	Pierścień elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Proksymalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA	Końcówka elektrody RA
<p>Cele dla tej części badań:</p> <p>1) Określenie, który (proksymalny czy dystalny) pierścień elektrody CS jest lepszy dla stymulacji DUP* BiA</p> <p>2) Określenie optymalnej lokalizacji anody dla stymulacji DUP* (RA czy CS?)</p> <p>3) Porównanie warunków stymulacji przy konfiguracji DUP* ze stymulacją SBP**</p>						

DUP — konfiguracja dwukatodalna jednobiegunowa, DBP — konfiguracja dwukatodalna dwubiegunowa, SBP — konfiguracja szeregową dwubiegunową, RA — prawy przedsionek, CS — zatoka wieńcowa

Warunki sterowania (amplituda fali A) lewego przedsionka ze względów technicznych nie mogły być oceniane za pomocą pomiarów automatycznych. Stosowane połączenia uniemożliwiają bowiem automatyczny pomiar kolejnych potencjałów rejestrowanych podczas cyklu serca. Jedynie prawoprzedsionkowa fala A, rejestrowana jako pierwsza, może być mierzona automatycznie. U pacjentów dokonano rejestracji potencjałów wewnątrzsercowych (IEGM) na papierze za pomocą analizatora parametrów stymulacji (ERA 300 B); przykłady uzyskiwanych zapisów przedstawiono na rycinie 3 i 4.

W celu dokładniejszej oceny warunków stymulacji (konsumpcja energii) zamiast standardowego analizatora ERA 300 B użyto standardowego stymulatora DDD firmy Biotronik, który poprzez sterylny wieloprzewodowy kabel łączono z proksymalnymi zakończeniami implantowanych elektrod oraz programatorem PMS 1000 tej samej firmy. Amplitudę impulsu progowego niezbędną do jednoczesnej stymulacji obu przedsionków określano, oceniając morfologię wystymulowanego załamka P oraz czas odstępu S-Q (ryc. 5).

Weryfikację amplitudy impulsu progowego dla efektywnej stymulacji obu przedsionków (stymula-

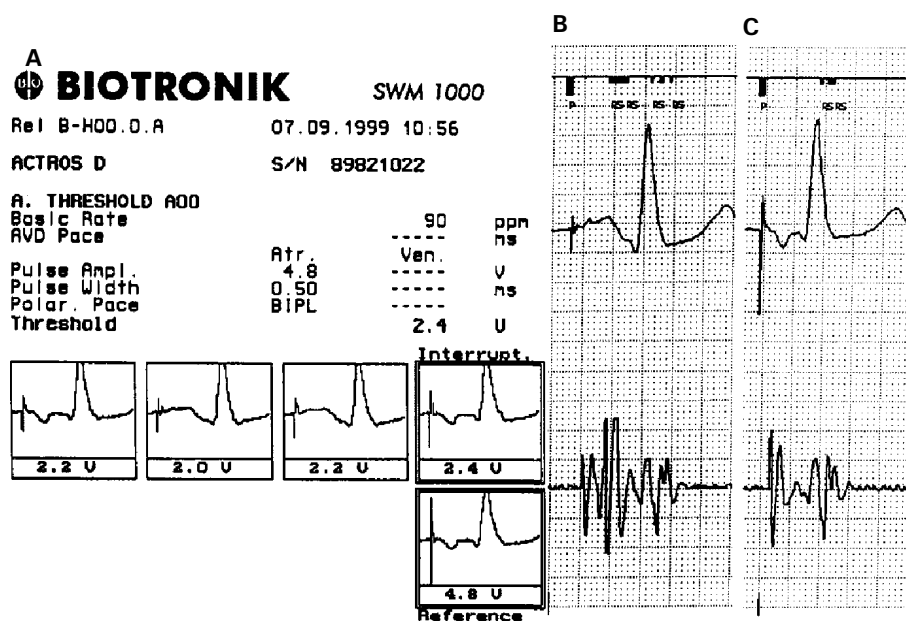
cji dwuprzedsionkowej) umożliwiły rejestracje potencjałów wewnątrzsercowych uzyskiwane drogą telemetrii poprzez przeznaczony tylko do badań stymulator „zewnętrzny” (ryc. 6, 7).

Po czasowym zaprogramowaniu (*temporary program*) amplitudy impulsu nieco powyżej wartości progowych wykonywano automatyczne pomiary całkowitej impedancji zewnętrznego obwodu i dostępnych parametrów zużycia energii (*lead telemetry program*).

Wyniki

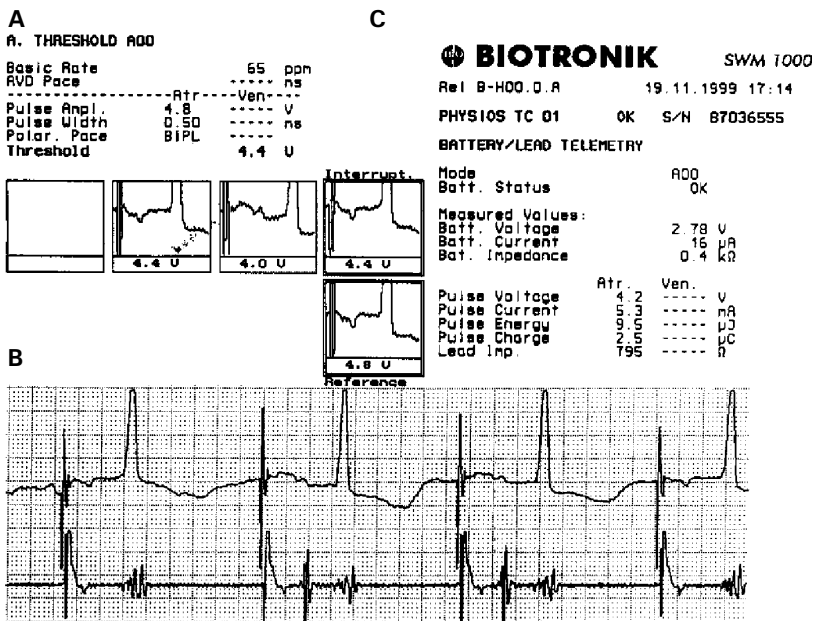
Wyniki pomiarów badanych parametrów stymulacji, które uzyskano w czasie stymulacji dwuprzedsionkowej z progową amplitudą impulsu, przy zastosowaniu różnych porównywanych konfiguracji połączeń elektrod, prezentuje tabela 4.

W tabeli tej przedstawiono wyliczone średnie wartości badanych parametrów stymulacji uzyskane u tych samych pacjentów w czasie stymulacji dwuprzedsionkowej z różnymi ocenianymi sposobami łączenia elektrod; istotność statystyczną średnich różnic oceniano za pomocą testu Studenta dla par.



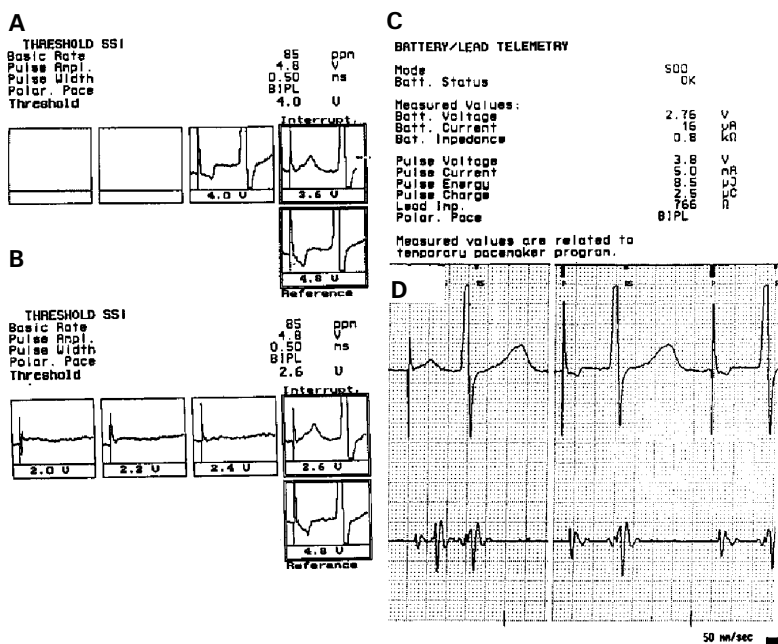
Ryc. 5. Zastosowanie testu progów stymulacji standardowego stymulatora do szybkiej oceny progów stymulacji dwuprzedsionkowej (resynchronizującej). (A) Morfologia wystymulowanego załamka P i odstęp iglica stymulatora-QRS pozwalają odróżnić stymulację prawego przedsionka od stymulacji dwuprzedsionkowej; w wypadku wątpliwości — filtrowany zapis potencjałów wewnątrzprzedsionkowych (IEGM) pozwala ostatecznie zróżnicować stymulację prawoprzedsionkową (B) i stymulację resynchronizującą (C).

Fig. 5. Utility of pacing threshold test of standard pacemaker for quick evaluation of biatrial (resynchronising) pacing threshold values. (A) The S-QRS interval, paced P wave morphology and duration allows to differentiate when only RA or when both atria are paced. In cases of doubts — filtered IEGM helps to differentiate RA pacing (B) from simultaneous pacing of both atria (C).



Ryc. 6. Zastosowanie testu progów stymulacji standardowego stymulatora do szybkiej oceny progów stymulacji dwuprzedsionkowej (resynchronizującej) (A); zaprogramowanie amplitudy impulsu na wartość nieco niższą niż progowa powoduje naprzemienną stymulację jednego i obu przedsionków (B); telemetryczna ocena zużycia energii przy stymulacji z progową amplitudą impulsu (C).

Fig. 6. Utility of the pacing threshold test of standard pacemaker for quick evaluation of biatrial (resynchronising) pacing threshold values (A); programming of the pulse amplitude slightly below the BiA pacing threshold results in the situation when one or both atria are paced alternately (B); battery lead telemetry test enables the measurement of threshold pacemaker energy output (C).



Ryc. 7. Zastosowanie testu progów stymulacji standardowego stymulatora dla szybkiej oceny wartości prawo- i dwuprzedsionkowego progów stymulacji. (A) Ocena „resynchronizujących” wartości progów stymulacji. (B) Ocena progów stymulacji przedsionka o niższej wartości progowej amplitudy impulsu (zwykle prawego); wyznaczenie tej wartości pozwala zaprogramować później energię stymulacji z odpowiednim marginesem bezpieczeństwa. (C) Pomiar energii „resynchronizującego” impulsu. (D) Weryfikacja uzyskania stymulacji resynchronizującej na podstawie zapisu potencjałów wewnątrzsercowych (pierwsza ewolucja — stymulacja poniżej wartości progowej energii resynchronizującej, kolejne ewolucje — stymulacja z energią resynchronizującą).

Fig. 7. Utility of the pacing threshold test of standard pacemaker for quick evaluation of right atrial and biatrial pacing threshold (Pth) values. (A) Evaluation of “resynchronising” Pth. (B) The same threshold test enables evaluation of Pth in the atrium with lower Pth value (usually RA) that is useful for later proper programming of safe margin energy. (C) Measurement of “resynchronising” pacemaker output and (D) confirmation of BiA pacing using IEGM recording (first beat — pacing with energy below “resynchronising” Pth, the following beats — pacing with “resynchronising” energy).

Tabela 4. Warunki stymulacji podczas stymulacji dwuprzedsionkowej przy różnych konfiguracjach połączenia elektrody prawo- i lewoprzedsionkowej

Table 4. Batrial pacing/sensing conditions using different lead configurations and connections of electrodes

Typ stymulacji dwubiegunowej		Konfiguracja dwubiegunowa z podwójną katodą (obie katodalne elektrody przedsionkowe połączone równolegle, anoda — pierścień elektrody przedsionkowej)				Konfiguracja szeregową dwubiegunową (elektrody połączone szeregowo)		Ocena statystyczna średnich różnic za pomocą testu Studenta dla par					
Katoda (elektroda czynna)		Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA + dystalny pierścień elektrody CS		Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień						
Anoda (elektroda bierna)		Pierścień elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Proksymalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA	Końcówka elektrody RA						
Kod konfiguracji dwuprzedsionkowej		I	II	IV	V	III	VI	I-II	IV-V	III-VI	I-IV	II-V	
Pomiar telemetryczny (stymulacja z progową amplitudą impulsu)	Próg stymulacji [V]	L. przyp.	12	12	12	12	12	12	n=12	n=12	n=12	n=12	n=12
		Średnia	4,01	3,25	3,19	2,65	5,29	3,8	t=1,106	t=1,358	t=1,586	t=0,950	t=1,857
		Sd	2,16	1,94	2,34	1,14	2,27	2,28	p=0,292	p=0,201	p=0,141	p=0,362	p=0,902
		Mediana	4,2	2,3	2,15	2,4	5,4	2,8					
	Energia impulsu [μJ]	L. przyp.	12	12	12	12	12	12	n=12	n=12	n=12	n=12	n=12
		Średnia	18,45	9,18	13,46	5,54	18,92	7,37	t=1,672	t=1,585	t=1,675	t=0,595	t=2,016
		Sd	19,78	10,06	21,52	4,8	19,34	12,84	p=0,122	p=0,141	p=0,121	p=0,563	p=0,068
		Mediana	15,6	3,3	3,5	4	14,35	3,95					
	Natężenie impulsu [mA]	L. przyp.	12	12	12	12	12	12	n=12	n=12	n=12	n=12	n=12
		Średnia	11,12	5,7	7,54	4,77	5,84	3,55	t=2,874	t=2,982	t=1,995	t=1,516	t=1,513
		Sd	7,37	3,38	4,72	1,83	3,85	1,73	p=0,0151	p=0,012	p=0,0713	p=0,158	p=0,158
		Mediana	10,5	3,95	5,2	4,5	6,1	3					
	Natężenie prądu z baterii stymulatora [μA]	L. przyp.	12	12	12	12	12	12	n=12	n=12	n=12	n=12	n=12
		Średnia	28,67	19,25	24,5	13,17	33,83	18,92	t=1,067	t=1,694	t=1,991	t=0,373	t=1,596
		Sd	25,73	16,16	25,87	3,88	23,12	15,79	p=0,308	p=0,118	p=0,0713	p=0,716	p=0,138
		Mediana	22	11	12,5	12,5	31	13					
	Impedancja [Ω]	L. przyp.	12	12	12	12	12	12	n=12	n=12	n=12	n=12	n=12
		Średnia	353,2	551,8	384,2	519,4	970,7	1020,1	t=13,173	t=15,225	t=1,952	t=3,237	t=2,986
		Sd	67,4	109,4	76,7	78,7	366,5	351,7	p=0,00000	p=0,00000	p=0,076	p=0,007	p=0,0123
		Mediana	348	528	374	511	905	988					

Na podstawie danych zgromadzonych w tabeli 4 można stwierdzić, że sposób łączenia elektrod wywiera znaczący wpływ zarówno na wartość prądu stymulacji dwuprzedsionkowej, jak i na zużycie energii. Umieszczenie katody na dystalnym pierścieniu elektrody w zatoce wieńcowej, zarówno przy szeregowym (SBP), jak i równoległym (DBP) połączeniu elektrod, oferuje najwyższą efektywność stymulacji dwuprzedsionkowej, tj. najniższe wartości prądu stymulacji i najniższe zużycie energii (*output demand*). Dwubiegunowa stymulacja dwukatodowa (DBP) wykazała podobną efektywność co konfiguracja z szeregowym połączeniem elektrod (SBP). Najważniejszy i najbardziej interesujący wydaje się fakt, że przy dwubiegunowej stymulacji dwukatodowej (DBP) przeniesienie wspólnej anody z pierścienia elektrody prawoprzedsionkowej na proksymalny (niewykorzystywany) pierścień elektrody w zatoce wieńcowej powoduje obniżenie prądu stymulacji oraz zużycia energii o około 50%.

Zaprezentowane wyniki drugiej części badań są zgodne z wynikami uzyskanymi w części pierwszej: wartości prądu stymulacji i zużycie energii w czasie stymulacji zatoki wieńcowej w konfiguracji dwubiegunowej były mniejsze niż w wypadku standardowej stymulacji jednobiegunowej (efekt dodatkowego prądu anodowego niedaleko miejsca stymulacji katodowej?). Niezbyt duża liczba pacjentów oraz względnie duża dyspersja uzyskanych wyników (wartości SD) spowodowały, że znaczne różnice średnich wartości ocenianych parametrów nie były istotne statystycznie. W tej sytuacji wartości mediany wydają się lepiej ilustrować obserwowane zjawisko. Różna efektywność stymulacji dwuprzedsionkowej przy stosowaniu różnych połączeń elektrod skłoniła do postawienia dodatkowych pytań. Czy warunki stymulacji jednopunktowej (lokalnej) na końcówce elektrody w prawym przedsionku oraz na pierścieniu elektrody w zatoce wieńcowej mają znaczący wpływ na efektywność dwuprzedsionkowego układu stymulującego? Czy można przewidzieć efektywność stymulacji dwuprzedsionkowej w czasie implantacji elektrod przedsionkowych? Czy i który z parametrów stymulacji jednobiegunowej może być przydatny dla przewidywania warunków stymulacji dwuprzedsionkowej? Wyniki przeprowadzonej analizy zaprezentowano w tabeli 5.

Jak wynika z tabeli 5, na postawione pytania uzyskaliśmy wiele odpowiedzi negatywnych. W wielu przypadkach obserwowaliśmy pewne zależności (korelacje), lecz wartości p jedynie nieznacznie przekraczały 0,05 i naszym obowiązkiem było opisanie ich jako nieistotnych statystycznie (NS). Stwierdzić można, że próg stymulacji oceniany war-

tością natężenia prądu (mA) ma prawdopodobnie porównywalną lub nieco większą wartość niż amplituda impulsu progowego (V) dla przewidywania efektywności stymulacji dwuprzedsionkowej. Należy pamiętać, że we wszystkich porównywanych konfiguracjach oba przedsionki stymulowane są z jednego (przedsionkowego) kanału stymulatora i doskonałe warunki stymulacji w jednym z nich mogą zostać zniweczone przez gorsze warunki stymulacji w drugim przedsionku (znaczący wzrost zapotrzebowania energetycznego do uzyskania stymulacji dwuprzedsionkowej). To właśnie zjawisko prawdopodobnie jest powodem braku istotności korelacji. Ostateczny wniosek, jaki nasuwa się po analizie wyników przedstawionych w tabeli 5, brzmi: szczegółowa ocena warunków stymulacji dwuprzedsionkowej (głównie energii niezbędnej do jednoczesnej stymulacji obu przedsionków) powinna być nieodłącznym elementem implantacji dwuprzedsionkowego układu stymulującego, stosowanym w celu dobrania najlepszej konfiguracji połączeń elektrod (ryc. 5–7).

Najważniejsze wyniki pomiarów parametrów stymulacji u kolejnych badanych pacjentów przedstawiono w tabeli 6.

Szeregowe połączenie elektrod (SBP) okazało się konfiguracją bardziej efektywną (mniej energochłonną) niż dwubiegunowa konfiguracja dwukatodowa (DBP). U 10 z 12 pacjentów wartości natężenia prądu impulsu progowego dla stymulacji dwuprzedsionkowej (mA) były niższe przy szeregowym (SBP) niż przy równoległym (DBP) połączeniu elektrod. Największe wartości natężenia prądu impulsu progowego (*threshold pulse current*) u wszystkich 12 pacjentów stwierdzono w czasie stymulacji dwuprzedsionkowej w dwubiegunowej konfiguracji dwukatodowej (DBP). U wszystkich 12 pacjentów najwyższe wartości impedancji (obwodu zewnętrznego) obserwowano przy szeregowym połączeniu elektrod (tab. 7).

Porównanie efektywności stymulacji dwuprzedsionkowej podczas stosowania różnych modyfikacji konfiguracji dwukatodowej (DBP) wykazało, że najniższe wartości prądu stymulacji (mA) obserwowano aż u 11 pacjentów, gdy wspólna anoda była połączona do pierścienia elektrody w zatoce wieńcowej. Najwyższe wartości amplitudy prądu stymulacji dwuprzedsionkowej (V i mA) obserwowano, gdy wspólna anoda była połączona do pierścienia elektrody prawoprzedsionkowej (odpowiednio u 9 i 11 pacjentów). Najniższe wartości impedancji obserwowano u wszystkich 12 pacjentów przy połączeniu katody do końcówki elektrody prawoprzedsionkowej i proksymalnego pierścienia elektrody

Tabela 5. Zależność pomiędzy wartościami progu stymulacji dwuprzedsionkowej i wartościami progu stwierdzanymi przy jednojamowej stymulacji prawego i lewego przedsionka. Wpływ wybranych parametrów jednojamowej stymulacji przedsionkowej na efektywność stymulacji dwuprzedsionkowej**Table 5.** Relationship (correlation) between BiA pacing threshold and unifocal pacing conditions. Influence of selected parameters of unifocal atrial pacing on BiA pacing effectiveness

Typ stymulacji dwubiegunowej		Konfiguracja dwubiegunowa z podwójną katodą (obie katodalne elektrody przedsionkowe połączone równoległe, anoda — pierścień elektrody przedsionkowej)			Konfiguracja szeregowo dwubiegunowa (elektrody połączone szeregowo)			
Katoda (elektroda czynna)		Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA + dystalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA		
Anoda (elektroda bierna)		Pierścień elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień elektrody CS		
Warunki stymulacji jednobiegunowej (UP) RA i CS (anoda — kieszeń stymulatora)	Końcówka elektrody w RA	Progowa amplituda impulsu [V]	NS	NS	NS	NS	NS	
		Natężenie prądu progowego impulsu [mA]	NS	r=0,618 t=3,126 p=0,0206	NS	r=0,569 t=2,816 p=0,0304	NS	r=0,564 t=2,788 p=0,0316
		Impedancja [Ω]	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	Dystalny pierścień w CS	Progowa amplituda impulsu [V]	×	r=0,707 t=3,804 p=0,0083	r=0,785 t=4,68 p=0,0039	r=0,766 t=4,435 p=0,0043	×	r=0,564 t=2,8 p=0,0311
		Natężenie prądu progowego impulsu [mA]	×	r=0,707 t=3,804 p=0,0083	r=0,785 t=4,68 p=0,0039	r=0,766 t=4,435 p=0,0043	×	r=0,564 t=2,8 p=0,0311
		Impedancja [Ω]	×	NS	NS	NS	×	NS
	Proksymalny pierścień CS	Progowa amplituda impulsu [V]	NS	NS	×	NS	NS	×
		Natężenie prądu progowego impulsu [mA]	NS	NS	×	NS	NS	×
		Impedancja [Ω]	NS	NS	×	NS	NS	×

w zatoce wieńcowej, a wspólnej anody do pierścienia elektrody prawoprzedsionkowej (tab. 8), co świadczy o najmniejszej „energochłonności” konfiguracji z szeregowym połączeniem elektrod (SBP). Natomiast gdy chcemy uniknąć anodowej stymulacji przedsionka (tj. zastosować stymulację dwukatodową), porównywalną efektywność stymulacji dwuprzedsionkowej można uzyskać, stosując równoległe połączenie elektrod (DBP) pod warunkiem indywidualnego doboru połączeń elektrod. U większości pacjentów bowiem lokalizacja wspólnej anody na jednym z dwóch pierścieni elektrody w zatoce wieńcowej czyni efektywność stymulacji DBP (i jej zapotrzebowanie energetyczne) porównywalną z konfiguracją z szeregowym połączeniem elektrod (SBP).

Tabela 8 wskazuje, że poza rutynowym określeniem warunków jednopunktowej stymulacji prawego i lewego przedsionka, dopiero śródoperacyjna ocena parametrów (próg stymulacji, zużycie energii) stymulacji dwuprzedsionkowej pozwala na wybór najlepszej konfiguracji połączenia elektrod dla danego pacjenta. Ustalenie najlepszej dla danego pacjenta konfiguracji stymulacji dwuprzedsionkowej czyni ją bardziej efektywną i bezpieczną oraz pozwala znacznie ograniczyć pobór energii z baterii stymulatora (różnice mogą tu wynosić nawet 100%).

U większości pacjentów dokonano zapisów potencjałów wewnątrzsercowych (IEGM) (ERA 300 B), stosując różne konfiguracje połączenia elektrod (tab. 3, ryc. 3, 4). Stwierdzono, że przy szere-

Tabela 6. Podstawowe informacje dotyczące badanych pacjentów, stosowanych elektrod oraz wartości najważniejszych parametrów stymulacji
Table 6. Patients data, electrodes and obtained ithe most important results

Pacjent i opis jego układu stymulującego							Konfiguracja stymulacji		Jednobiegunowa			Dwukatodalna				Szeregowa BP	
							Katoda (elektroda czynna)	Końcówka elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Proksymalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA + dystalny pierścień elektrody CS	Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień elektrody CS	Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień elektrody CS	
Anoda (elektroda bierna)							Kieszon stymulatora			Pierścień elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Proksymalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA			
Lp.	Nr karty	Inicjał	Płeć	Zabieg	Elektroda RA	Elektroda CS	I	II	III	I	II	IV	V	III	VI		
1	5399	B.A.	K	impl	SX53	Corox (V375)	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,3	1,2	0,5	7,2	1,8	2,4	2,2	8,4	3
							Prąd [mA]	0,3	1	5,8	20	3,7	7	4,6	7,9	3,1	
							Oporność [Ω]	952	316	320	331	459	314	450	1040	950	
2	4123	K.B.	K	reop	TIJ53	TIR 60 UP	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,4	5,4	2,6	4,8	7,2	8,4	4,8	6	8,4
							Prąd [mA]	1,6	10,8	6,6	11	11	17	7,7	6,4	7,6	
							Oporność [Ω]	576	504	384	425	652	463	590	897	1090	
3	5320	M.J.	M	impl	PX53	Corox (V375)	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,4	2	3,6	4	1,6	1,8	2,6	4,8	2,6
							Prąd [mA]	0,1	3,1	10,3	10	2,7	4,7	4,7	5,8	3	
							Oporność [Ω]	576	433	401	367	562	356	523	792	848	
4	4862	L.M.	K	reop	TIJ53	V205	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,2	2,2	1,3	1,8	2,2	2,8	1,6	2,2	2,6
							Prąd [mA]	5,4	5,4	3,9	8,6	3,1	3	3,5	3,5	7,6	
							Oporność [Ω]	576	364	362	300	535	296	479	697	719	
5	5366	S.L.	M	impl	PX53	V332	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,4	1	2,3	4,8	1,4	1,2	1,4	6	1,7
							Prąd [mA]	15	15	2,9	3,5	3,2	9,2	2,3	2,3		
							Oporność [Ω]	564	436	314	284	450	314	409	626	697	
6	5367	L.M.	K	impl	PX53	V332	Próg stymulacji	Amplituda [V]	1,2	1,1	1,3	2,4	3,3	1,8	2,6	4	2,6
							Prąd [mA]	1,2	2,1	3	4,6	5,4	4,3	4,5	2,1	2,6	
							Oporność [Ω]	608	512	432	352	576	387	548	913	989	
7	5321	P.J.	M	impl	SX53	Corox (V375)	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,5	3,6	2,4	2,6	2,4	2,4	2,8	3,6	4,8
							Prąd [mA]	0,1	7,6	4	4,7	2,7	4,1	3,7	1,8	2,4	
							Oporność [Ω]	1250	668	511	523	848	562	719	1940	1940	
8	5342	S.E.	K	impl	TIJ53	V332	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,8	0,9	10	8,4	4,8	1,9	2,2	8,4	2,2
							Prąd [mA]	10	10	5,5	4,5	15	3,7	3,7			
							Oporność [Ω]	400	372	362	276	450	314	459	551	562	
9	5272	M.W.	M	impl	TIJ53	Corox (V375)	Próg stymulacji	Amplituda [V]	1,3	4,6	2,9	4,4	6	7,2	4,8	6	8,4
							Prąd [mA]	1,8	9,9	6,1	14	11	16	4,7	6,6	6,6	
							Oporność [Ω]	632	506	302	314	533	418	523	870	987	
10	5380	G.J.	M	impl	SX53	Corox (V375)	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,4	4,3	0,8	4,4	4,6	4,8	3,2	8,4	2,4
							Prąd [mA]	0,3	1,2	2,1	12	8,3	11	5,9	7,2	2,1	
							Oporność [Ω]	952	376	354	362	523	425	511	1150	1130	
11	5397	D.K.	M	impl	SX53	Corox (V375)	Próg stymulacji	Amplituda [V]	1	1,5	1,2	1,4	1,5	1,7	1,4	2,4	3,6
							Prąd [mA]	3,6	3,6	2,8	3,9	2,6	1,9	2,8	2,8		
							Oporność [Ω]	608	400	340	361	511	401	511	1250	1250	
12	5405	JA	K	impl	SX53	Corox (V375)	Próg stymulacji	Amplituda [V]	0,3	1,5	1,9	1,9	2,2	1,9	2,2	3,3	3,3
							Prąd [mA]	0,8	5,1	5,4	5,1	4	4,9	4,1	3,2	3	
							Oporność [Ω]	648	380	340	344	523	361	511	1030	1080	

Tabela 7. Analiza porównawcza parametrów stymulacji dwuprzedsionkowej u poszczególnych pacjentów w zależności od zastosowanej konfiguracji połączeń elektrod przedsionkowych**Table 7.** A comparison of findings in individual patients using different BiA pacing configuration

Warunki stymulacji dwuprzedsionkowej podczas różnych konfiguracji połączeń elektrod							Razem			
Konfiguracja stymulacji dwuprzedsionkowej		Dwukatodalna BP				Szeregowa		Dwukatodalna BP		Szeregowa
Katoda (elektroda czynna)		Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA + dystalny pierścień elektrody CS		Proksymalny pierścień elektrody CS	Dystalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		Dystalny pierścień elektrody CS
Anoda (elektroda bierna)		Pierścień elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Proksymalny pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA		Pierścień elektrody RA	Pierścień elektrody CS	Końcówka elektrody RA
Typ stymulacji dwuprzedsionkowej		I	II	IV	V	III	VI	I+IV	II+V	III+VI
Progowa amplituda impulsu	Najwyższy	1	3	3	4	0	1	4	7	1
	Najniższy	1	0	2	0	5	4	3	0	9
Nateżenie prądu impulsu progowego	Najwyższy	0	1	0	1	5	5	0	2	10
	Najniższy	8	1	3	0	0	0	11	1	0
Impedancja	Najwyższy	10	0	2	0	0	0	12	0	0
	Najniższy	1	0	2	0	5	4	3	0	9

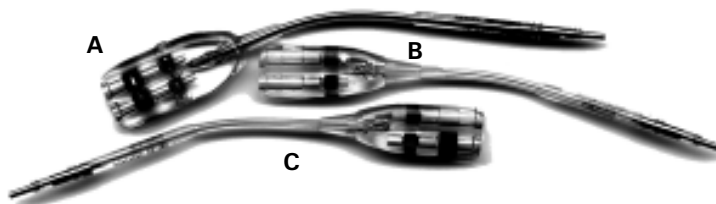
gowym połączeniu elektrod (SBP) występują najlepsze warunki sterowania obu przedsionków, co jest zgodne z wcześniejszymi obserwacjami autorów [16–18]. Przy równoległym połączeniu elektrod (DBP) umiejscowienie wspólnej anody (elektrody obojętnej) na pierścieniu elektrody prawoprzedsionkowej poprawia warunki odbioru prawoprzedsionkowej fali A, zaś jej przemieszczenie na jeden z dwóch pierścieni elektrody w zatoce wieńcowej znacznie poprawia detekcję fali A lewego przedsionka, wpływając jednak na pogorszenie odbioru potencjałów prawoprzedsionkowych. Można się spodziewać, że połączenie anodowych pierścieni obu elektrod przedsionkowych prawdopodobnie usprawni detekcję potencjałów obu przedsionków, choć z powodu bardzo niskiej impedancji systemu z „dwumiejscową” wspólną anodą (elektrodą obojętną), musi to zwiększyć konsumpcję energii (taki sam efekt, jak przy umiejscowieniu wspólnej anody na obudowie stymulatora).

Dyskusja

Różne sposoby połączenia elektrod umożliwiające prowadzenie stymulacji dwuprzedsionkowej z jednego (przedsionkowego) kanału stymulatora oferują istotnie różne warunki sterowania i stymulacji, a każdy z nich posiada inne wady i zalety. Pytanie, jak najlepiej połączyć elektrody przedsionkowe do stymulacji dwuprzedsionkowej, pozostaje wciąż aktualne i prawdopodobnie nie ma jednoznacznej odpowiedzi. W klasycznej konfiguracji elektrod, zaproponowanej przez Dauberta, katoda stymuluje zwykle prawy, a anoda lewy przedsionek. Stymulacja między dwiema elektrodami połączonymi szeregowo (poprzez rozgałęźnik typu „Y”) z przedsionkowym wejściem stymulatora została nazwana przez Barolda *split bipoles configuration* (SBP) [22]. Jej wadą jest wysoka impedancja obwodu, względnie wysokie wartości progów stymulacji [9–18] oraz

Tabela 8. Analiza porównawcza parametrów stymulacji dwuprzedsionkowej u poszczególnych pacjentów w zależności od zastosowanej konfiguracji połączeń elektrod przedsionkowych**Table 8.** A comparison of findings in individual patients using only dual cathodal BP BiA pacing configuration

Warunki stymulacji dwuprzedsionkowej podczas różnych konfiguracji połączeń elektrod					Razem		
Konfiguracja stymulacji dwuprzedsionkowej	Dwukatodalna BP				Dwukatodalna BP		
Katoda (elektroda czynna)	Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA + dystalny pierścień elektrody CS		Końcówka elektrody RA + proksymalny pierścień elektrody CS		
Anoda (elektroda bierna)	Pierścień elektrody RA	Dystalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Proksymalny pierścień elektrody CS	Pierścień elektrody RA	Pierścień elektrody CS	
Typ stymulacji dwuprzedsionkowej	I	II	IV	V	I+IV	II+V	
Progowa amplituda impulsu	Najwyższy	2	3	4	3	6	6
	Najniższy	5	3	4		9	3
Napięcie prądu impulsowego	Najwyższy		4	1	7	1	11
	Najniższy	7	1	4		11	1
Impedancja	Najwyższy	9		3		12	
	Najniższy		10		2		12



Ryc. 8. Rozgałęźniki typu „Y” (firmy Biotronik) pozwalające na uzyskanie stymulacji dwuprzedsionkowej z przedsionkowego kanału stymulatora dwujamowego lub ze stymulatora jednojamowego. **(A)** Prawdziwie dwubiegunowy rozgałęźnik (BP + BP) do stymulacji dwukatodowej (DBP); w wypadku jednobiegunowej elektrody prawoprzedsionkowej — proksymalny pierścień elektrody lewoprzedsionkowej pełni rolę wspólnej anody. **(B)** Rozgałęźnik „Y” do szeregowego (SBP) łączenia (końcówek) elektrod; umożliwia dokonanie wyboru, która z elektrod stanowić będzie katodę, a która anodę. **(C)** Rozgałęźnik „Y” do szeregowego połączenia elektrod (SPB); łączy on w szereg końcówkę jednej elektrody (anoda) z pierścieniem drugiej z elektrod przedsionkowych (katoda); z gniazdem anodowym łączy się zwykle końcówkę elektrody prawoprzedsionkowej, a z katodowym — proksymalny pierścień elektrody lewoprzedsionkowej.

Fig. 8. Different Biotronik “Y” connectors for pacing of the both of atria using atrial channel of standard DDD pacemaker (or SSI pacemaker). **(A)** The real bipolar “Y”(BP + BP) connector for dual cathodal BP pacing/sensing. Cathode in “distal” and anode in “proximal” position (standard); with the unipolar RA lead is UP proximal ring of the CS lead plays a role of common anode. **(B)** “Y” connector for split BP pacing (BP: cathode UP + anode UP); only “distal” positions (tip of leads, distal ring) can be used; we have to select which atrial lead will be connected to cathode and which one to anode as well. **(C)** “Y” connector for split BP pacing (BP: cathode UP + anode UP); anode can be connected to “distal” position (tip of the RA lead) and cathode to “proximal” position (proximal ring of the CS lead).

anodowa stymulacja zatoki wieńcowej (potencjalnie arytmogenne właściwości prądu anodowego były ostatnio ponownie podnoszone w piśmiennictwie) [26]. Częste problemy ze stymulacją lewoprzedsionkową obserwowane przez nas u pacjentów ze stałą stymulacją dwuprzedsionkową w konfiguracji Dauberta skłoniły nas do postawienia pytania, czy zmiana polarności elektrod, pozwalająca stymulować zatokę wieńcową prądem katodowym, może poprawić warunki stymulacji dwuprzedsionkowej [10, 12, 15]. Nasze badania śródoperacyjne i długoterminowe obserwacje wskazują na lepsze funkcjonowanie takiego systemu [9, 10, 12, 15, 25]. Wyniki badań były tak przekonujące, że nigdy później nie stymulowaliśmy zatoki wieńcowej prądem anodowym. Oba opisane systemy szeregowego łączenia elektrod charakteryzują się dobrymi warunkami sterowania, brakiem detekcji potencjałów mięśniowych (co wynika z lokalizacji obu elektrod w przedsionkach) oraz umiarkowanym zużyciem energii w wyniku sumowania impedancji. Jednak jeśli globalna impedancja okaże się zbyt wysoka (1400–1600 Ω), pomimo zaprogramowania wysokich wartości amplitudy impulsu, istnieje ryzyko utraty stymulacji lewego przedsionka. Ponadto uzyskanie wysokich wartości amplitudy impulsu wymaga dodatkowego poboru energii dla obsługi obwodów stymulatora, co niekorzystnie wpływa na długość życia baterii. Dla systemów tych preferowane są elektrody o niskiej lub umiarkowanej impedancji i można się spodziewać problemów związanych ze zbyt wysoką impedancją u pacjenta, u którego w uszku prawego przedsionka implantowano wcześniej elektrodę o wysokiej impedancji. Udowodniliśmy już, że połączenie katody do elektrody w zatoce wieńcowej i anody do elektrody prawoprzedsionkowej poprawia efektywność stymulacji i pozwala oszczędzić energię [9–11, 15], dlatego nie było potrzeby ponownego wykonywania takich badań u pacjentów ocenianych w niniejszej pracy i niepotrzebnego przedłużania zabiegu.

Przed kilkoma laty Cazeau i wsp. zaproponowali inny sposób łączenia elektrod w celu uzyskania wielopunktowej stymulacji serca — konfigurację dwukatodową (DUP), w której obie katody łączą się równolegle (poprzez rozgałęźnik „Y”) z odpowiednim biegunem kanału przedsionkowego stymulatora [22]. Zaletą tego systemu jest unikanie anodowej stymulacji i potencjalnego ryzyka jej proarytmicznego działania. Ostatnio potwierdziliśmy, że ta konfiguracja stymulacji dwuprzedsionkowej (DUP), w której wspólną anodę stanowi obudowa stymulatora, zapewnia umiarkowanie dobre warunki sterowania i niską efektywność stymulacji (duże zuży-

cie energii, istotne ryzyko utraty stymulacji lewoprzedsionkowej) [16–18]. Nasze wcześniejsze badania wykazały, że przeniesienie wspólnej anody na jeden z niewykorzystanych pierścieni elektrod przedsionkowych eliminuje wszystkie niekorzystne właściwości konfiguracji jednobiegunowej, poprawiając warunki sterowania i efektywność stymulacji [16–18]. W niniejszej pracy wykazaliśmy dodatkowo, że przeniesienie wspólnej anody z pierścienia elektrody prawoprzedsionkowej na proksymalny pierścień elektrody lewoprzedsionkowej istotnie poprawia efektywność stymulacji dwuprzedsionkowej u większości (lecz nie u wszystkich) pacjentów. Prawdopodobnie mniejsza powierzchnia pierścienia elektrody w zatoce wieńcowej niż powierzchnia pierścienia standardowej elektrody prawoprzedsionkowej, zwiększając (w bezpiecznych granicach) impedancję obwodu, z jednej strony limituje przepływ prądu, a z drugiej — zwiększa gęstość prądu anodowego, wpływając na wartość progu stymulacji (ryc.1). Pomimo potwierdzonych ostatnio przez Benneta [26] niekorzystnych efektów elektrofizjologicznych stymulacji anodowej, nie należy przeceniać roli tego zjawiska w wypadku stymulacji proksymalnego odcinka zatoki wieńcowej. Występuje ono jedynie przy stosowaniu impulsów o wysokiej energii (przekraczającej wartość anodowego progu stymulacji), których nie stosuje się rutynowo w czasie stymulacji dwuprzedsionkowej. Wcześniej wykazaliśmy, że uzyskanie stymulacji lewej komory możliwe jest tylko u kilku procent pacjentów, jedynie podczas stymulacji dystalnego odcinka zatoki wieńcowej i przy zastosowaniu stymulacji wysokoenergetycznej [9, 25, 29]. Lokalizacja pierścienia anodowego w proksymalnym odcinku zatoki wieńcowej wyklucza zaś możliwość stymulacji komory. Uważamy, że proponowana konfiguracja (DBP ze wspólną anodą na proksymalnym pierścieniu elektrody lewoprzedsionkowej) jest najlepsza dla większości pacjentów wymagających stałej stymulacji dwuprzedsionkowej (z jednego kanału stymulatora). Taki system połączenia elektrod wydaje się szczególnie korzystnym rozwiązaniem dla pacjentów ze „starą” jednobiegunową elektrodą w prawym przedsionku, u których planowana jest zmiana trybu stymulacji na dwuprzedsionkową (elektrody przeznaczone do stymulacji zatoki wieńcowej są zwykle dwubiegunowe).

Wnioski

1. Zatoka wieńcowa oferuje (w konfiguracji dwubiegunowej) porównywalne warunki sterowania z uszkiem prawego przedsionka, lecz jest

- o wiele bardziej energochłonnym miejscem stałej stymulacji przedsionkowej.
- Przy stałej stymulacji dwuprzedmiotowej dwubiegunowa konfiguracja dwukatodowa (DBP) (ze wspólną anodą na jednym z pierścieni elektrod przedsionkowych) oferuje efektywność porównywalną ze stymulacją z szeregowym połączeniu elektrod przedsionkowych (SBP) i pozwala uniknąć stymulacji anodowej.
 - Umieszczenie wspólnej anody na proksymalnym pierścieniu elektrody w zatoce wieńcowej pozwala u większości pacjentów dodatkowo istotnie poprawić efektywność stymulacji dwuprzedmiotowej w konfiguracji dwukatodowej (DBP), w porównaniu z lokalizacją anody na pierścieniu elektrody prawopreksionkowej (bez istotnego wpływu na warunki sterowania).
 - Znaczna różnica warunków stymulacji zatoki wieńcowej pomiędzy proksymalnym a dystalnym pierścieniem elektrody obserwowana u części pacjentów wskazuje na konieczność oceny warunków stymulacji dwuprzedmiotowej (próg stymulacji, impedancja, zużycie energii) przy różnych konfiguracjach i wybranie najkorzystniejszej z nich dla danego pacjenta.
 - Nie istnieje jedna optymalna i uniwersalna konfiguracja połączeń elektrod do stałej stymulacji dwuprzedmiotowej. Natomiast odpowiednie wyposażenie ośrodka implantującego powinno gwarantować możliwość wyboru i zastosowania najlepszego (dla danego pacjenta) sposobu stymulacji dwuprzedmiotowej.

Streszczenie

Optymalna konfiguracja elektrod dla stałej stymulacji dwuprzedmiotowej

Wstęp: Stymulacja dwuprzedmiotowa staje się powszechnie akceptowaną metodą nefarmakologicznego postępowania w zapobieganiu nawrotom arytmii przedsionkowych u pacjentów z zaburzeniami przewodzenia międzyprzedsionkowego. Jednak optymalna konfiguracja i sposób łączenia elektrod w tych systemach pozostaje nadal sprawą otwartą. Jednoczesna stymulacja obu przedsionków prądem katodowym (poprzez rozgałęźnik „Y”) prawdopodobnie zastąpi najpopularniejsze dotychczas szeregowe łączenie elektrod (unikanie stymulacji anodowej), przy czym wpływ lokalizacji wspólnej anody na efektywność stymulacji dwuprzedmiotowej nie był jak dotąd badany.

Materiał i metody: U 12 pacjentów w czasie implantacji dwuprzedmiotowego układu stymulującego oznaczano progową amplitudę impulsu (próg stymulacji), impedancję obwodu oraz dostępne parametry zużycia energii podczas stymulacji obu przedsionków zarówno przy szeregowym, jak i równoległym połączeniu elektrod, wykorzystując jako wspólną anodę pierścien elektrody prawopreksionkowej oraz kolejno oba pierścienie elektrody do stymulacji zatoki wieńcowej. W celu przeprowadzenia dokładniejszej oceny warunków stymulacji i poboru energii podczas pomiarów stosowano standardowy stymulator z programatorem.

Wyniki: Badania wykazały duże różnice efektywności stymulacji dwuprzedmiotowej u poszczególnych pacjentów zarówno przy stosowaniu różnych sposobów połączeń elektrod (szeregowy albo równoległy), jak i przy różnej lokalizacji wspólnej anody.

Wnioski: Zatoka wieńcowa oferuje warunki sterowania porównywalne z uszkiem prawego przedsionka, lecz jest o wiele bardziej energochłonnym miejscem stymulacji przedsionkowej. Konfiguracja dwubiegunowa (BP) stwarza lepsze warunki sterowania i stymulacji z zatoki wieńcowej niż konfiguracja jednobiegunowa (UP). Równoległe połączenie elektrod stymulujących ze wspólną anodą na jednym z pierścieni elektrod przedsionkowych jest równie wartościowe jak szeregowe połączenie elektrod dla stymulacji dwuprzedmiotowej. Wykorzystanie jako wspólnej anody proksymalnego pierścienia elektrody lewopreksionkowej pozwala na istotne zwiększenie efektywności stymulacji dwuprzedmiotowej z równoległym połączeniem elektrod (bez istotnego wpływu na warunki sterowania) u większości pacjentów. Zauważalna różnica

warunków stymulacji zatoki wieńcowej (pomiędzy proksymalnym a dystalnym pierścieniem elektrody) u części pacjentów wskazuje na konieczność dokładnej oceny warunków stymulacji dwuprzedsionkowej (amplituda impulsu progowego, impedancja) przy różnych połączeniach elektrod i wyboru konfiguracji i połączenia najkorzystniejszej dla danego pacjenta, gdyż nie ma uniwersalnego, optymalnego dla wszystkich pacjentów sposobu łączenia elektrod do stałej stymulacji dwuprzedsionkowej. (Folia Cardiol. 2001; 8: 41–60)

efektywność stymulacji dwuprzedsionkowej, konfiguracja połączeń elektrod dla stymulacji dwuprzedsionkowej, stymulacja zatoki wieńcowej

Piśmiennictwo

1. Cosio F., Palacios J., Vidal J., Cocina E., Gomez-Sanchez M., Tamargo L. Electrophysiologic studies in atrial fibrillation. Slow conduction of premature impulses: a possible manifestation of the background for reentry. *Am. J. Cardiol.* 1983; 51: 122–130.
2. Bayes de Luna A., Cladellas M., Oter R., Torner P., Guindo J., Marti V. i wsp. Interatrial conduction block and retrograde activation of the left atrium and proximal supraventricular tachyarrhythmia. *Eur. Heart J.* 1988; 9: 1112–1118.
3. Daubert C., Gras D., Leclercq Ch., Baisett M., Victor F., Mabo Ph. Biatral synchronous pacing: a new therapeutic approach to prevent refractory atrial tachyarrhythmias. *Am. J. Coll. Cardiol. Special issue.* 1995; 25: 230 (streszczenie).
4. Prakash A., Saksena S., Hill M., Berg J., Diaz M., Krol R. i wsp. Dual site atrial pacing for the acute and chronic prevention of atrial fibrillation: a prospective study. *Am. J. Coll. Cardiol. Special issue.* 1995; 754–752 (streszczenie).
5. Leclercq C., Daubert C., Gras D., Baisset J.M., Pavin D., Mabo P. Prevention of atrial flutter using permanent biatrial synchronous pacing. *Eur. J. Cardiac Pacing Electrophysiol.* 1996; 6: 195 (streszczenie).
6. Prakash A., Saksena S., Krol R., Hill M., Mathew P., Berg J. i wsp. Prevention of drug refractory atrial fibrillation/flutter by dual site atrial pacing using current DDR pacemakers. *PACE* 1995; 18: 1785 (streszczenie).
7. Daubert C., Mabo P., Berder V., Gras D. Atrial flutter and interatrial conduction block: preventive role of biatrial synchronous pacing? W: Waldo A., Touboul P. red. *Atrial flutter. Advances in mechanism and management.* Futura Publishing Co. Armonk NY 1996; 331–346.
8. Delfaut P., Prakash A., Saksena S., Krol R., Wang B. Arrhythmia recurrence patterns in patients with refractory atrial fibrillation after single and dual site right atrial pacing. *PACE* 1998; 21, II: 812 (streszczenie).
9. Kutarski A., Poleszak K., Oleszczak K., Koziara D., Widomska-Czekajska T. Biatrial and coronary sinus pacing — long term experience with 246 patients. *Progress in Biomedical Research* 1998; 3: 114–120.
10. Kutarski A., Oleszczak K., Schaldach M., Koziara D., Poleszak K., Widomska-Czekajska T. Cathode or anode in coronary sinus in patients with Daubert's biatrial pacing system. www.heartweb.org/heartweb/0399/p0001.htm.
11. Mc Venes R., Stokes K., Christie M., French S.N. Technical aspects of simultaneous biventricular stimulation thresholds. *Arch. Mal. Coeur. Vaiss.* 1998; 91, III: 152 (streszczenie).
12. Kutarski A., Oleszczak K., Baszak J., Schaldach M., Poleszak K., Koziara D. i wsp. Cathode or anode in coronary sinus (CS) in pts with Daubert's BiA pacing system? *Arch. Mal. Coeur Vaiss.* 1998; 91, III: 337 (streszczenie).
13. Mc Venes R., Christie M., Hine D. Electrode size effects on simultaneous biventricular stimulation systems in canines. *Arch. Mal. Coeur Vaiss.* 1998; 91, III: 64 (streszczenie).
14. van Gelder B., Bracke F., Meijer A. Biatrial stimulation; a parallel or a serial connection? *PACE* 1999; 22, II: 149 (streszczenie).
15. Kutarski A., Oleszczak K., Poleszak K. Permanent CS pacing from the ring of standard BP leads. *Progr. Biomed. Res.* 1998; 3: 184–192.
16. Kutarski A., Schaldach M., Wójcik M., Oleszczak K., Głowniak A. OLBi stimulation for biatrial pacing? A comparison of acute pacing/sensing conditions with split bipoles and dual cathodal unipolar configuration. *PACE* 1999; 22, II: 12 (streszczenie).
17. Kutarski A., Oleszczak K., Wójcik M. Split bipoles or dual cathodal UP configuration for permanent biatrial pacing? A comparison of output requirement and sensing conditions. *PACE* 1999; 22, II: 155 (streszczenie).
18. Kutarski A., Schaldach M., Wójcik M., Oleszczak K., Głowniak A. OLBi stimulation in biatrial pacing? A comparison of acute pacing and sensing conditions for split bipolar and dual cathodal unipolar configurations. *Progr. Biomed. Res.* 1999; 4: 236–240.

19. Mehra R., Furman S. Comparison of cathodal anodal and bipolar strength-interval curves with temporary and permanent pacing electrodes. *Br. Heart J.* 1979; 41: 468–474.
20. Knisley S.B., Smith W.M., Ideker R.E. Effect of intrastimulus polarity reversal on electric field stimulation threshold in frog and rabbit myocardium. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 1992; 3: 239–243.
21. Stokes K.B., Kay G.N. Artificial electric cardiac stimulation. W: Ellenbogen K.A., Kay G.N., Wilkoff B.L. red. *Clinical Cardiac Pacing*. Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1995: 3–37.
22. Barold S.S., Cazeau S., Mugica J., Garrigue S., Clementy J. Permanent multisite pacing. *PACE* 1997; 20: 2725–2729.
23. Limousin M. Current limitations of multisite pacing technology. *Arch. Mal. Coeur Vaiss.* 1998; 91, III: 246 (streszczenie).
24. Kutarski A., Oleszczak K., Koziara D., Poleszak K. Permanent biatrial pacing — the first experiences. *PACE* 1997; 20: 2308 (streszczenie).
25. Kutarski A., Oleszczak K., Schaldach M., Poleszak K. Permanent CS pacing from the ring of standard BP leads. *Giornale Italiano di Aritmologia e Cardios-timolazione.* 1998; 1 (supl.): 6 (streszczenie).
26. Bennet J.A., Roth B.J. Time dependence of anodal and cathodal refractory periods in cardiac tissue. *PACE* 1999; 22: 1031–1038.
27. Kutarski A., Schaldach M., Oleszczak K., Wójcik M., Poleszak K., Widomska-Czekajska T. Permanent left atrial pacing using the new Biotronik coronary sinus designed lead. The first experience. W: Ravielle A. red. *Cardiac Arrhythmias 1999. Proceedings of the 6th International Workshop on Cardiac Arrhythmias; Venice 5–8 Oct. 1999*, Springer Milan, 1999; 25 (streszczenie).
28. Kutarski A., Schaldach M., Wójcik M., Oleszczak K., Poleszak K., Widomska-Czekajska T. Is the problem of coronary sinus lead dislocation solved? The experience with CS designed Biotronik lead ring electrodes and anchoring strand. *MESPE J.* 1999; 1: 232 (streszczenie).
29. Kutarski A., Oleszczak K., Poleszak K., Koziara D. Coronary sinus. The second standard lead position for permanent atrial pacing. W: Vardas P. red. *Europace*. Monduzzi Editore S.p.A. 1997; 405–409.