

Zastosowanie systemu OLBI do stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej

Andrzej Kutarski¹, Maciej Wójcik¹, Piotr Ruciński¹, Max Schaldach²
i Teresa Widomska-Czekajska¹

¹Katedra i Klinika Radiologii Akademii Medycznej w Lublinie

²Department of Biomedical Engineering, Friedrich-Alexander University of Erlangen-Nürnberg

Usefulness of OLBI system for left atrial pacing from coronary sinus

Introduction: *The primary problems of left atrium pacing are high values of pacing threshold and the risk of exit block. OLBI pacing is a simultaneous pacing of right atrium wall from two rings localized within its lumen with two impulses of opposite directions. The potentials difference reaching close regions of right atrial wall through blood enables for forming activation wave which is conducted further. Clinical studies confirmed the possibility of deep impulses penetration and cardiac pacing without the need of the contact of pacing lead tip and endocardium.*

The aim of the study: *Evaluation OLBI system for coronary sinus pacing as well as electrophysiological and clinical effects of short- and long-term pacing with that mode.*

Material and methods: *The study was performed in 39 patients during the procedure of pacing system with the lead localized in coronary sinus. Having performed routine check of pacing and sensing conditions we additionally measured the left atrium pacing threshold for OLBI system pacing.*

Results: *We observed that OLBI pacing resulted in three times lower pacing threshold in comparison to classical unipolar or bipolar pacing although the energy consumption is comparable to observed during bipolar pacing. OLBI mode of pacing applied for coronary sinus pacing allows for significant lowering of pacing threshold (increased effectiveness and safety of pacing with the possibility of overcoming the problem of exit block); this beneficial effect does not imply higher energy consumption (pacing with threshold amplitude values). EIKOS SLD pacemaker with the possibility of OLBI system pacing from atrial channel was permanently implanted in 22 patients. In all these patients pacing and sensing conditions via telemetry was measured just after the procedure of implantation and in 1, 2, 3, 4, 5, 6 and 12, 18 and 24 months time. Pacing threshold values were two times lower during OLBI pacing (about 2 V) in comparison to classical mode of pacing (about 4 V) in the same patients. Classical way of pacing was applied only temporarily for measurements of pacing conditions. During the period of 2.5 years of observation pacing threshold values were higher by 1/3 (up to 3.5 V) in patients with classical bipolar coronary sinus pacing (the control group of 36 patients*

Adres do korespondencji: Dr Andrzej Kutarski
Katedra i Klinika Kardiologii AM
ul. Dr K. Jaczewskiego 8, 20–090 Lublin
Nadesłano: 5.01.2001 r. Przyjęto do druku: 5.03.2001
Praca finansowana z grantu KBN nr 4 P05B 005 18.

with biatrial pacing system in which left atrial lead was connected with ventricular port of pacemaker) in comparison to patients with OLBI system pacing (less than 2 V). Battery current drain was relatively high during OLBI pacing (about 55 μ A) and periodically even higher than in control group (about 45 μ A). Only one lead dislodgment with no other relevant problems was observed in OLBI group; what is most important there was neither phrenic nerve nor left ventricular pacing detected even with maximal energy values pacing. Unacceptable high values of pacing threshold or undesirable left ventricular pacing occurred in 11% of control group patients. We also observed that classical unipolar coronary sinus pacing results in widening of P wave duration in comparison to sinus rhythm (150 ms vs 135 ms) while OLBI pacing had opposite, positive effect. OLBI coronary sinus pacing significantly decreased atrio-ventricular conduction time when compared to classical unipolar coronary sinus pacing. In 9 out of 22 patients with recurrent drug resistant atrial arrhythmias we implanted biatrial pacing system with EIKOS pacemaker and coronary sinus OLBI system pacing. Bipolar lead for coronary sinus pacing was connected to atrial and right atrium unipolar lead to ventricular port of the pacemaker. In none of these patients pacing and sensing disturbances were observed. Very good antiarrhythmic effect was achieved in 2 patients, satisfactory in 4 and moderate in other 2 of patients. After average follow-up of 2,4 years the system works properly in 12 out of 22 patients, in 3 patients we had to replace a pacemaker due to battery exhaustion. In 5 patients the need for three-chamber pacing (biatrial and ventricular) emerged which resulted in loss of possibility for OLBI pacing. In 2 of them the reoperation did not have negative implementations whereas in the other 3 out of 5 patients impossibility of OLBI mode pacing resulted in dramatic increase in number of arrhythmia episodes.

Conclusions: *The implementation of OLBI pacing for left atrium pacing from coronary sinus allows for significant lowering of pacing threshold (approximately by 50%) without relevant increase in energy consumption. OLBI pacing allows elimination of the risk of exit block and problems with high pacing threshold; this mode of pacing does not increase the risk for phrenic nerve or left ventricular stimulation. Electrophysiological consequences of left atrium OLBI pacing from coronary sinus are significantly different from the effects of classical unipolar pacing; OLBI pacing improves atrial activation.* (Folia Cardiol. 2001; 8: 143–161)

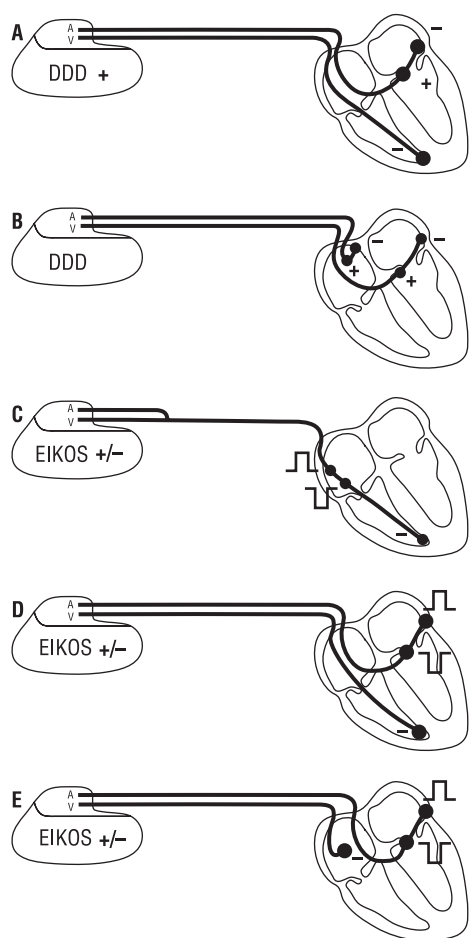
biatrial pacing, left atrial pacing, CS pacing effectiveness, biphasic impulses atrial pacing, OLBI pacing

Wstęp

Zbyt wysoki próg stymulacji i ryzyko wystąpienia bloku wyjścia (*exit block*) są najczęstszymi i najważniejszymi problemami stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej i stymulacji dwuprzedSIONKOWEJ [1–7]. Skonstruowanie i wprowadzenie w ostatnich latach na rynek specjalnych elektrod do stymulacji zatoki wieńcowej [8–11] pozwoliło w znaczącym stopniu zredukować odsetek dyslokacji elektrod oraz poprawiło efektywność stymulacji lewoprzedSIONKOWEJ [8–11]. Powyższe osiągnięcia nie rozwiązały jednak całkowicie problemu u pacjentów z wysokimi wartościami progu stymulacji zatoki wieńcowej. Warunki techniczne, takie jak ograniczona pojemność baterii i układu kondensatorów

standardowego stymulatora oraz konieczność prowadzenia stymulacji dwóch przedsionków z jednego (zwykle przedsionkowego) kanału stymulatora [12–24], ograniczają rozwiązywanie problemu poprzez programowanie wysokich energii impulsu [12–24]. Chociaż indywidualne dobranie systemu połączeń elektrod [13–26] i szerokości impulsu [19] pozwalają w maksymalnym stopniu wykorzystać możliwości standardowego stymulatora (ryc. 1A, B), nadal szuka się nowych sposobów poprawy efektywności stymulacji lewego przedsionka [25–28].

Poszukiwania rozwiązań technicznych, które pozwoliłyby na efektywniejszą stymulację ściany prawego przedsionka z dwóch pierścieni elektrody przeznaczonej do stymulacji VDD niż podczas zwykłej dwubiegunowej stymulacji (zamknięcie obwo-



Ryc. 1. Opisywane i komentowane w pracy różne typy dwujamowych układów stymulujących. **A.** Stymulacja dwujamowa: przedsionkowo-komorowa, w której elektroda przedsionkowa umieszczona jest w zatoce wieńcowej. **B.** Stymulacja dwuprzedsionkowa, w której do stymulacji lewego przedsionka wykorzystano kanał komorowy klasycznego stymulatora DDD. **C.** Stymulacja przedsionkowo-komorowa, w której do stymulacji prawego przedsionka wykorzystano elektrodę do stymulacji w trybie VDD oraz system OLBI w kanale przedsionkowym stymulatora dwujamowego. **D.** Stymulacja dwujamowa, w której do stymulacji lewego przedsionka wykorzystano kanał przedsionkowy. **E.** Stymulacja dwuprzedsionkowa, w której do stymulacji lewego przedsionka wykorzystano kanał przedsionkowy stymulatora DDD wyposażonego w system OLBI.

Fig. 1. Different dual chamber pacing systems discussed and presented in the study. **A.** Dual chamber pacing (DDD) with atrial lead localized in coronary sinus. **B.** Batrial pacing with the use of ventricular port of standard DDD pacemaker for left atrium pacing. **C.** DDD pacing with the use of VDD lead and OLBI system for right atrium pacing. **D.** Dual chamber pacing system with the use of atrial channel for left atrium pacing. **E.** Batrial pacing system for left atrium pacing with the use of atrial pacemaker port with OLBI mode.

du pomiędzy pierścieniami elektrody) [29], spowodowały, że w 1994 roku Hartung i wsp. z ośrodka w Atlancie wynaleźli system stymulacji OLBI (*overlapping biphasic pacing*) [30]. Polega ona na jednoczesnej stymulacji dwoma przeciwnie ukierunkowanymi impulsami z dwóch pierścieni, zlokalizowanych na „pływającym” w świetle prawego przedsionka odcinku klasycznej elektrody typu VDD (oba obwody stymulujące zamyka obudowa stymulatora) (ryc. 1C). Duża (podwójna) różnica potencjałów docierających przez warstwę krwi do blisko sąsiadujących obszarów prawego przedsionka ułatwia powstanie rozchodzącej się już dalej spontanicznie fali pobudzenia [31]. W ciągu 2 następujących lat współpraca zespołów z Magdeburga, Erlangen i firmy Biotronik [29–36] zaowocowała skonstruowaniem i wprowadzeniem na rynek dwujamowego stymulatora przeznaczonego do stymulacji VDD współpracującego z jedną klasyczną elektrodą (SL), posiadającego możliwość stymulacji przedsionków z wykorzystaniem systemu OLBI [32–36].

Badania kliniczne prowadzone przez wiele ośrodków potwierdziły możliwość uzyskania głębokiej penetracji impulsów i stymulacji serca bez konieczności bezpośredniego kontaktu końcówki elektrody z wsierdciem [30, 31].

Znając z codziennej praktyki oraz piśmiennictwa efekty i zalety stymulacji w systemie OLBI, zadaliśmy pytanie, czy ten sposób stymulacji nie znalazłby zastosowania do stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej, zwłaszcza w przypadku wysokich wartości progu stymulacji. Interesująca, w kontekście patomechanizmów i sposobów prewencji arytmii przedsionkowych, wydała się również ocena elektrofizjologicznych następstw aktywacji większego niż przy zwykłej stymulacji obszaru lewego przedsionka (ryc. 1D, E).

Celem badań była ocena przydatności systemu OLBI do stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej, w tym również elektrofizjologicznych i klinicznych efektów krótko- i długookresowej stymulacji tego typu.

Materiał i metody

Badania przeprowadzono u 39 pacjentów, u których śródoperacyjnie oceniono parametry sterowania i stymulacji podczas implantacji elektrody do zatoki wieńcowej w celu stałej stymulacji dwuprzedsionkowej lub stymulacji lewego przedsionka (stymulacja AAI lub DDD). W tej grupie chorych u 22 osób, ze względu na niezbyt korzystne warunki stymulacji lewego przedsionka (mierzony śródoperacyjnie próg stymulacji > 2,5 V), implantowano sty-

mulator EIKOS SLD firmy Biotronik, z kanałem przedsionkowym połączonym z elektrodą w zatoce wieńcowej (ryc. 1D, E). Grupę kontrolną stanowiło 36 pacjentów (19 kobiet i 17 mężczyzn w wieku 51–79, śr. 69,3 lat) z dwuprzedmiotowym układem stymulującym, w którym standardową prostą dwubiegunową elektrodą w zatoce wieńcowej połączono z kanałem komorowym standardowego stymulatora dwujamowego [5–7].

Badania śródoperacyjne

Badania przeprowadzono u 16 mężczyzn i 33 kobiet w wieku 52–74 lat, średnio 74 lata, podczas implantacji układu stymulującego z elektrodą przedsionkową (lub jedną z elektrod przedsionkowych) zlokalizowaną w zatoce wieńcowej z ogólnie akceptowanych wskazań [4, 6, 7, 12, 25, 26]. Po umieszczeniu dystalnego końca prostej standardowej dwubiegunowej elektrody w środkowym odcinku zatoki wieńcowej dokonano rutynowych pomiarów parametrów sterowania i stymulacji w konfiguracji jednobiegunowej z końcówki i pierścienia elektrody oraz w konfiguracji dwubiegunowej. Wykorzystując możliwości urządzenia pomiarowego ERA 300 B (firmy Biotronik), dodatkowo określano wartości progu stymulacji wyrażone w V i mA podczas stymulacji lewego przedsionka z wykorzystaniem systemu OLBI. Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 1.

Stała stymulacja lewego przedsionka z wykorzystaniem systemu OLBI

U 11 mężczyzn i 11 kobiet w średnim wieku 61 lat (19 z zespołem brady-tachykardii i 3 z dominującymi zaburzeniami przewodzenia A-V) implantowano na stałe stymulator EIKOS SLD posiadający możliwość stymulacji według formuły OLBI z kanału przedsionkowego. U pacjentów tych dokonano pomiarów warunków sterowania i stymulacji za pomocą telemetrii, wykorzystując programator PMS 1000. Badania przeprowadzono bezpośrednio po zabiegu, w 1, 2, 3, 4, 5 i 6 oraz 12, 18 i 24 miesiącu po implantacji. Wartość progu stymulacji oznaczano podczas standardowej jednobiegunowej stymulacji (program tymczasowy) zatoki wieńcowej oraz podczas stymulacji według formuły OLBI (program stały).

Wyniki

Uzyskane wyniki przedstawiono w tabelach 1–10, ilustrując je rycinami 2–7.

Badania śródoperacyjne

Wyniki badań dokonanych podczas implantacji elektrody do zatoki wieńcowej za pomocą urządzenia pomiarowego ERA 300 B (firmy Biotronik) przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Śródoperacyjne parametry stymulacji zatoki wieńcowej przy użyciu standardowych elektrod dwubiegunowych i urządzenia pomiarowego ERA 300 B podczas różnych programów stymulacji przedsionkowej

Table 1. Intraoperative CS pacing conditions using standard BP leads and ERA 300 B during different programs of atrial pacing

Badane parametry stymulacji		Czasowy program stymulacji			
		Stymulacja jednobiegunowa z końcówki elektrody	Stymulacja jednobiegunowa z pierścienia elektrody	Stymulacja dwubiegunowa	Stymulacja wg formuły OLBI
Próg stymulacji (V)	L. pacjentów	39	39	39	39
	Zakres	0,4–10,0	0,6–4,4	0,6–7,6	0,2–3,7
	Średnia	3,9	2,1	2,8	1,3
	SD	2,6	1,0	1,6	0,8
Impedancja (Ω)	L. pacjentów	39	39	39	39
	Zakres	270–1210	238–672	370–1154	380–1292
	Średnia	531	346	601	606
	SD	198	111	178	202
Natężenie impulsu progowego (μA)	L. pacjentów	34	33	34	37
	Zakres	1,8–16,8	2,1–15,6	1,5–10,2	0,3–9,2
	Średnia	7,3	6,5	4,6	4,1
	SD	4,0	3,2	2,1	2,4

Z tabeli wynika, że pierścień standardowej elektrody dwubiegunowej oferuje nieco lepsze warunki stymulacji zatoki wieńcowej niż jej końcówka (niższe wartości progu stymulacji). Zbliżone lub nieco korzystniejsze warunki oferuje konfiguracja dwubiegunowa (pomimo wyższych wartości progu stymulacji, dzięki wyższej impedancji zużycie energii jest nieco mniejsze). Wyniki te potwierdzają nasze wcześniejsze doniesienia [16–24]. Włączenie stymulacji OLBI powoduje 2–3-krotne obniżenie progu stymulacji w porównaniu z klasyczną stymulacją jedno- lub dwubiegunową, chociaż zużycie energii zbliżone jest do obserwowanego podczas stymulacji dwubiegunowej. Z tej części badań wynika, że stymulacja OLBI zastosowana do stymulacji wieńcowej pozwala na znaczne obniżenie progu stymulacji, co umożliwia zwiększenie efektywności, a przez to i bezpieczeństwa stymulacji oraz stwarza szansę pokonania problemu bloku wyjścia. Ponadto ten korzystny efekt nie wiąże się ze znaczącym poborem energii (przy stymulacji progowymi wartościami amplitudy impulsów).

Stała stymulacja zatoki wieńcowej z wykorzystaniem systemu OLBI

U 21 pacjentów z implantowanym stymulatorem EIKOS SLD, którego kanał przedsionkowy był połączony z elektrodą w zatoce wieńcowej (ryc. 1D, E) za pomocą telemetrii oceniano warunki sterowania i sty-

mulacji bezpośrednio po zabiegu oraz podczas badań kontrolnych przeprowadzonych w okresie 2 lat obserwacji. Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2 przedstawia wyniki automatycznych pomiarów amplitudy lewoprzedSIONKOWEJ fali A oraz wartości progu stymulacji (przy standardowej szerokości impulsu 0,5 ms) podczas stymulacji w programie UP i przy stymulacji według formuły OLBI dokonanych podczas miesięcznych kontroli w ciągu 6 miesięcy po zabiegu.

W tabeli 3 przedstawiono wartości progu stymulacji zatoki wieńcowej w tej samej grupie chorych w okresie 2-letniej obserwacji.

Przedstawione w tabelach 2 i 3 wyniki krótko- i długookresowych obserwacji potwierdzają rezultaty badań dokonanych podczas implantacji elektrody do zatoki wieńcowej. Wartości progu stymulacji (wyrażane progową amplitudą impulsu) były 2-krotnie niższe podczas stymulacji według formuły OLBI (ok. 2 V) niż podczas klasycznej jednobiegunowej stymulacji pojedynczym impulsem (ok. 4 V) u tych samych pacjentów. Jednobiegunową stymulację zatoki wieńcowej stosowano jedynie tymczasowo podczas oznaczenia progu stymulacji w tej konfiguracji. Wszystkie zaobserwowane różnice były statystycznie istotne.

W tabeli 4 przedstawiono wartości progu stymulacji zatoki wieńcowej podczas 2-letniego okresu obserwacji w grupie badanej (ryc. 1D, E) (stała

Tabela 2. Ostre, podostre i przewlekłe warunki stymulacji/sterowania lewego przedsionka u pacjentów z systemem OLBI połączonym z elektrodą w zatoce wieńcowej

Table 2. Acute, subacute and chronic pacing/sensing conditions in patients with OLBI system connected to BP CS lead

Badane parametry	Badania kontrolne							
	Telemetria — BIOTRONIK PMS 1000							
	Po zabiegu	Miesiąc obserwacji						
		1	2	3	4	5	6	
Liczba pacjentów		22	21	19	19	19	18	17
Amplituda A (dwubiegunowa konfiguracja detekcji)	Średnia	2,2	2,8	2,7	2,9	2,8	2,6	2,6
	Mediana	2,4	2,6	2,6	2,7	2,7	2,6	2,6
Próg stymulacji wg formuły OLBI	Średnia	1,8	1,8	2,2	2,2	2,1	1,9	1,9
	Mediana	1,6	1,7	1,8	1,8	1,7	1,6	1,7
Liczba pacjentów z progiem stymulacji < 1,5 V	Stymulacja jednobiegunowa	5/22 (22%)	3/21 (14%)	3/19 (15%)	2/19 (10%)	2/19 (10%)	1/18 (5%)	1/17 (6%)
	Stymulacja wg formuły OLBI	12/22 (54%)	12/21 (57%)	10/19 (53%)	9/19 (47%)	9/19 (47%)	9/19 (47%)	8/17 (47%)

Tabela 3. Wartości progu stymulacji zatoki wieńcowej w okresie dwuletniej obserwacji u pacjentów ze stymulatorem EIKOS SLD**Table 3.** CS pacing threshold during long-term follow-up in patients with EIKOS SLD pacemaker implanted

Program stymulacji		Miesiąc obserwacji					
		1	3	6	12	18	24
Program stymulacji jednobiegunowej (czasowy)	Średnia	4,09	4,67	3,87	3,77	4,19	4,10
	SD	2,61	2,41	2,43	2,40	2,14	2,27
Program stymulacji wg formuły OLBI (stały)	Średnia	1,81	2,24	1,91	1,82	1,98	1,86
	SD	0,45	0,94	0,56	0,51	0,49	0,43
Ocena statystyczna średnich różnic	Liczba par	21	19	17	15	12	11
	t*	4,036	4,918	3,865	3,317	3,894	3,614
	p	0,0006	0,0001	0,0013	0,0050	0,0025	0,0047

*Test Studenta dla par.

stymulacja zatoki wieńcowej wg formuły OLBI) i grupie kontrolnej (stała klasyczna dwubiegunowa stymulacja zatoki wieńcowej z komorowego kanału stymulatora DDD) (ryc. 1 B).

Z tabeli 4 wynika, że podczas 2-letniej obserwacji wartości progu stymulacji zatoki wieńcowej były o około 1/3 wyższe u pacjentów z klasyczną dwubiegunową stymulacją zatoki wieńcowej (w granicach 3,5 V) niż u chorych ze stymulacją tego miejsca z wykorzystaniem formuły OLBI (< 2 V), a zaobserwowane różnice były istotne statystycznie. W tabeli 5 przedstawiono zaś wartości całkowitego poboru prądu z baterii stymulatora podczas programu ułożonego do stałej stymulacji (z zachowaniem typowych marginesów bezpieczeństwa).

Tabela 5 wskazuje, że wartości średnie całkowitego poboru energii z baterii stymulatora podczas stymulacji OLBI były stosunkowo wysokie (ok. 55 μ A) i okresowo nawet istotnie wyższe niż w grupie kontrolnej (około 45 μ A). Przyczyny tego należy upatrywać w konieczności generowania 2 impulsów dla kanału przedsionkowego (wymagania zasady OLBI), stymulacji zatoki wieńcowej również z pierścienia elektrody (niska impedancja tego obwodu) oraz właściwości stymulatora (programowanie amplitudy impulsu wspólne dla kanału przedsionkowego i komorowego). Konstrukcja stymulatora EIKOS SLD nie pozwalała ani na telemetryczny pomiar impedancji w kanale przedsionkowym, ani na ocenę poboru energii w kanale przedsionkowym. Należy podkre-

Tabela 4. Wartości progu stymulacji zatoki wieńcowej w okresie dwuletniej obserwacji u pacjentów ze stymulatorem EIKOS SLD oraz u pacjentów z grupy kontrolnej**Table 4.** CS pacing threshold during long-term follow-up in patients of EIKOS SLD group and in the control group

Program stymulacji		Miesiąc obserwacji					
		1	3	6	12	18	24
Grupa pacjentów ze stymulatorem EIKOS	L. pacjentów	21	19	17	15	12	12
	Średnia	1,81	2,24	1,91	1,82	1,98	1,85
	SD	0,45	0,94	0,56	0,51	0,49	0,42
Grupa kontrolna	L. pacjentów	36	31	31	31	28	21
	Średnia	4,18	3,38	3,44	3,30	3,51	3,15
	SD	2,58	1,80	1,96	1,71	2,01	1,87
Ocena statystyczna różnicy średnich	t*	4,134	2,538	3,140	3,266	2,589	2,353
	p	0,0001	0,0140	0,0029	0,0021	0,0136	0,0251

*Test Studenta dla grup niezależnych

Tabela 5. Pobór prądu z baterii stymulatora w okresie dwuletniej obserwacji u pacjentów ze stymulatorem EIKOS SLD oraz u pacjentów z grupy kontrolnej**Table 5.** Battery current drain during long-term follow-up in patients of EIKOS SLD group and in the control group

Pobór prądu z baterii stymulatora		Miesiące obserwacji					
		1	3	6	12	18	24
Grupa pacjentów ze stymulatorem EIKOS	L. pacjentów	20	19	17	15	12	12
Średnia		59,05	57,00	49,52	45,78	46,75	48,50
SD		14,29	9,88	11,00	14,51	7,97	10,95
Grupa kontrolna	L. pacjentów	34	31	28	31	28	21
Średnia		49,85	45,87	40,14	41,28	41,78	41,52
SD		18,71	17,07	13,24	16,67	10,14	11,40
Ocena statystyczna różnicy średnich	t*	1,894	2,582	2,045	0,839	1,504	1,706
	p	0,0637	0,0129	0,0184	0,3766	0,1408	0,0981

*Test Studenta dla grup niezależnych

ślić, że średnie wartości progu stymulacji przy stymulacji OLBI w rzeczywistości były jeszcze niższe niż wynikałoby z danych przedstawionych w tabelach 2, 3 i 4. Ze względów konstrukcyjnych najniższą wartością amplitudy impulsu możliwą do zaprogramowania w stymulatorze EIKOS SLD jest 1,5 V, a u ponad połowy pacjentów próg stymulacji był niższy od tej wartości, podczas gdy przy stymulacji jednobiegunowej tak niskie wartości obserwowano sporadycznie (tab. 2). W tabeli 5 zwraca uwagę względnie wysoki pobór energii z baterii stymulatora. Poza powyższymi czynnikami zjawisko to prawdopodobnie jest spowodowane dążeniem do uzyskania maksymalnego efektu antyarytmicznego stymulacji po-

zez dodatkowe wykorzystanie resynchronizującego efektu wysokoenergetycznej dwubiegunowej stymulacji zatoki wieńcowej [38–43].

Tabela 6 przedstawia częstość problemów ze stymulacją i niepowodzeń w grupie chorych ze stymulatorem EIKOS SLD (stała stymulacja lewego przedsionka wg formuły OLBI) (ryc. 1D, E) i u pacjentów z grupy kontrolnej, u których standardowa dwubiegunowa elektroda w zatoce wieńcowej była połączona z kanałem komorowym standardowego stymulatora dwujamowego (DDD) w celu uzyskania stałej stymulacji dwuprzedsiionkowej (ryc. 1B).

Z tabeli 6 wynika, że poza jedną dyslokacją (skutecznie zreponowanej) elektrody nie obserwowano

Tabela 6. Problemy towarzyszące stałej stymulacji zatoki wieńcowej u pacjentów z elektrodą lewoprzedsiionkową połączoną z kanałem wyposażonym w system OLBI i u pacjentów ze standardowym kanałem lewoprzedsiionkowym (komorowy kanał standardowego stymulatora DDD)**Table 6.** CS pacing problems in patients with left atrial lead connected with channel endowed with OLBI system and in pts with CS lead connected to standard (ventricular) channel of DDD pacemaker

		Problemy ze stymulacją				
Porównywane grupy pacjentów	Program stymulacji	Bez powikłań	Blok wyjścia	Dyslokacja	Stymulacja przepony	Stymulacja lewej komory
Grupa ze stymulatorem EIKOS	Stała stymulacja wg formuły OLBI	21/22 95%	0/22 0%	1/22 5%	0/22 0%	0/22 0%
Grupa kontrolna	Stała stymulacja dwubiegunowa	29/36 80,5%	4/36 11,1%	2/36 5,5%	0/36 0%	1/36 2,7%
	Czasowa stymulacja jednobiegunowa				1/36 2,7%	2/36 5,5%

*Czasowa stymulacja z wykorzystaniem maksymalnej energii stymulatora (zwykle 9,6 V/0,75 ms)

Tabela 7. Czas trwania załamka P_{II} u pacjentów ze stymulacją OLBI w zatoce wieńcowej (grupa ze stymulatorem EIKOS SLD)**Table 7.** P_{II} duration in pts with OLBI CS pacing (Eikos SLD group)

Program stymulacji	Rytm zatokowy	Stymulacja zatoki wieńcowej	
		Jednobiegunowa	Wg formuły OLBI
L. pacjentów w teście	21	21	21
Średnia	135,71	150,21	131,42
SD	29,71	33,18	30,37
Porównywane grupy	Rytm zatokowy vs stymulacja jednobiegunowa	Rytm zatokowy vs stymulacja wg formuły OLBI	Stymulacja jednobiegunowa vs stymulacja wg formuły OLBI
t*	2,992	1,137	3,512
p	0,0072	0,2688	0,0022

*Test Studenta dla par

istotnych problemów ze stymulacją w grupie pacjentów stymulowanych w systemie OLBI. Co najistotniejsze, taki rodzaj stymulacji nie powodował niepożądanego stymulacji przepony (nerwu przeponowego) i lewej komory serca nawet podczas czasowej stymulacji z zaprogramowaną maksymalną energią dostępną w kanale przedsionkowym stymulatora. W grupie kontrolnej u blisko 20% pacjentów odnotowano problemy techniczne ze stymulacją lewego przedsionka i co najważniejsze — aż u 11% były to zbyt wysokie wartości progu stymulacji, a u 2,7% — niepożądana stymulacja lewej komory. Stymulacja lewej komory i stymulacja nerwu przeponowego występowały jedynie przy przekroczeniu pewnej granicznej wartości amplitudy impulsu — gdy wynosiła ona $\geq 6,2$ V. Konstrukcja systemu OLBI nie pozwalała na przekroczenie wartości 4,8 V i prawdopodobnie jest to przyczyną niewystępowania tych niepożądanych efektów.

Porównanie efektów elektrofizjologicznych stymulacji lewego przedsionka podczas stymulacji według zasady OLBI i standardowej stymulacji jednobiegunowej

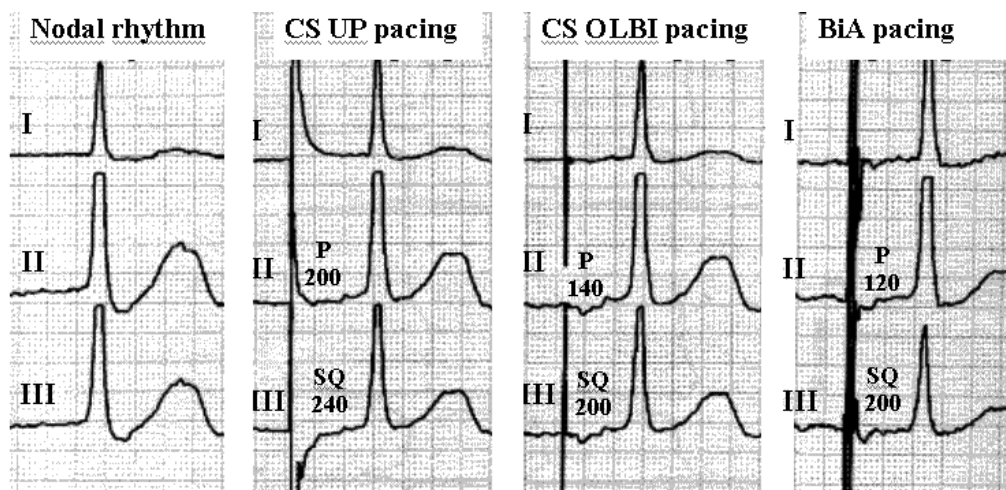
W czasie rutynowych badań kontrolnych pacjentów, u których do stałej stymulacji lewego przedsionka wykorzystano system OLBI, zauważyliśmy zupełnie nieoczekiwane zmiany w obrazie powierzchniowego EKG; dotyczyły one wpływu tego typu stymulacji zarówno na morfologię i czas trwania wystymulowanego załamka P, jak i na odstęp S-Q (iglica stymulatora — początek zespołu QRS). Typowe zapisy EKG wykonane podczas różnych rodzajów stymulacji przedstawiono na rycinie 2 i 3.

W tabeli 7 przedstawiono analizę zmian wartości czasu trwania załamka P u 21 pacjentów ze stymulatorem EIKOS SLD podczas rytmu zatokowego oraz podczas stymulacji lewego przedsionka

Tabela 8. Odstęp P(S)-Q przy rytmie zatokowym i różnych sposobach stymulacji zatoki wieńcowej u pacjentów ze stymulacją OLBI w zatoce wieńcowej (grupa ze stymulatorem EIKOS SLD)**Table 8.** P(S)-Q interval during sinus rhythm and different programs of CS pacing in pts with OLBI CS pacing (EIKOS SLD group)

Program stymulacji	Rytm zatokowy	Stymulacja zatoki wieńcowej	
		Jednobiegunowa	Wg formuły OLBI
L. pacjentów w teście	19	19	19
Średnia	193,16	212,10	183,9
SD	38,01	39,90	38,35
Porównywane grupy	Rytm zatokowy vs stymulacja jednobiegunowa	Rytm zatokowy vs stymulacja wg formuły OLBI	Stymulacja jednobiegunowa vs stymulacja wg formuły OLBI
t*	3,534	2,430	6,009
p	0,0024	0,0258	0,0001

*Test Studenta dla par



Ryc. 2. Elektrokardiogram 64-letniego pacjenta z dwuprzedsionkowym układem stymulującym implantowanym z powodu niewydolności węzła zatokowego (rytm węzłowy 46/min) i częstych, opornych na farmakoterapię nawrotów trzepotania przedsionków. Lewoprzedsionkowa elektroda jest połączona z kanałem przedsionkowym stymulatora, zaś prawoprzedsionkowa z kanałem komorowym (jak na ryc. 1E). Porównanie efektów 3 rodzajów stymulacji przedsionkowej. Skrócenie odstępu S-Q i wyraźne skrócenie czasu trwania załamka P (choć nie tak znaczne, jak w czasie stymulacji dwuprzedsionkowej) sugeruje pewien efekt resynchronizujący stymulacji w systemie OLBI.

Fig. 2. ECG of a 64-year-old male patient with implanted biatrial pacing system due to sinus node insufficiency (nodal rhythm 46/min) and frequent drug resistant recurrences of atrial flutter. Left atrial lead is connected with atrial and right atrial lead with ventricular port of a pacemaker (fig. 1E). The comparison of three modes of atrial pacing. S-Q interval shortening and significant shortening of P wave duration (but not as much as during biatrial pacing) suggests certain resynchronizing effect of OLBI pacing.

w konfiguracji jednobiegunowej (program czasowy) i z zastosowaniem stymulacji OLBI (program stymulacji stałej).

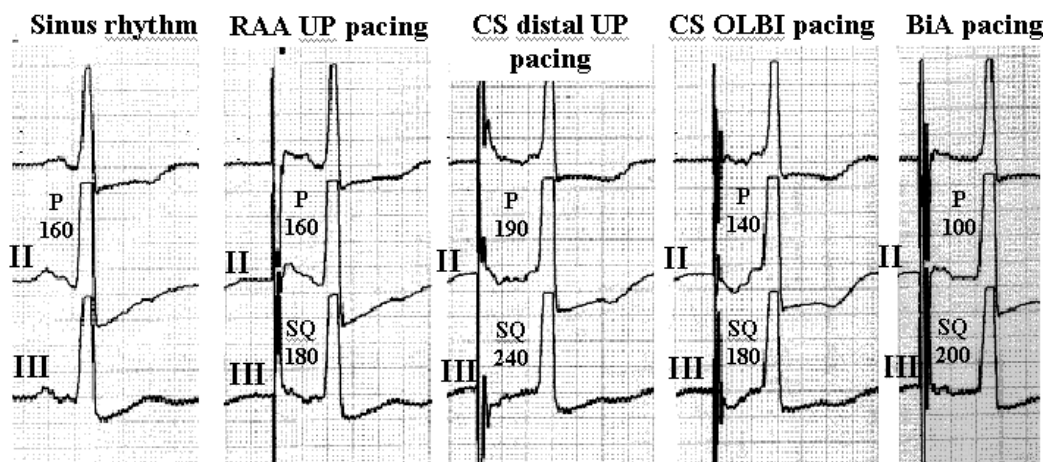
Z tabeli 7 wynika, że klasyczna jednobiegunowa stymulacja środkowego odcinka zatoki wieńcowej powoduje (istotnie statystycznie) wydłużenie czasu trwania załamka P w porównaniu z rytmem zatokowym (150 vs 135 ms), zaś stymulacja OLBI nie tylko nie przedłuża czasu trwania załamka P, lecz wykazuje działanie odwrotne (choć nieznacznie statystycznie).

Stymulacja zatoki wieńcowej według formuły OLBI wywiera również pewien wpływ na czas przewodzenia A-V (odstęp S-Q), istotnie go skracając w porównaniu z klasyczną jednobiegunową stymulacją zatoki wieńcowej (tab. 8). Wyraźne różnice wartości odstępu S-Q podczas stymulacji zatoki wieńcowej metodą OLBI w porównaniu z obserwowanymi podczas jednoogniskowej klasycznej stymulacji prawego oraz lewego przedsionka widoczne są na rycinach 2–6. „Skokowy” charakter elektrofizjologicznych następstw stymulacji lewego przedsionka metodą OLBI ilustruje rycina 4. Jak wynika z ryciny 4, wartości odstępu S-Q oraz szerokość i morfologia wystymulowanego załamka P podczas stymulacji zatoki wieńcowej w konfiguracji jednobiegunowej i stymulacji tego miejsca we-

dług formuły OLBI z progowymi wartościami energii (amplituda impulsu 1,5 V przy szerokości 0,25 ms) są identyczne. Przekroczenie wartości 2 V (przy szerokości impulsu 0,25 ms) powoduje wyraźne skrócenie odstępu S-Q oraz szerokości wystymulowanego załamka P i zmianę jego morfologii. Podczas „testu progów” wyraźnie widać, że zwiększenie energii impulsu przez podwojenie jego szerokości zasadniczo nie zmienia wartości analizowanych czasowych parametrów aktywacji przedsionków.

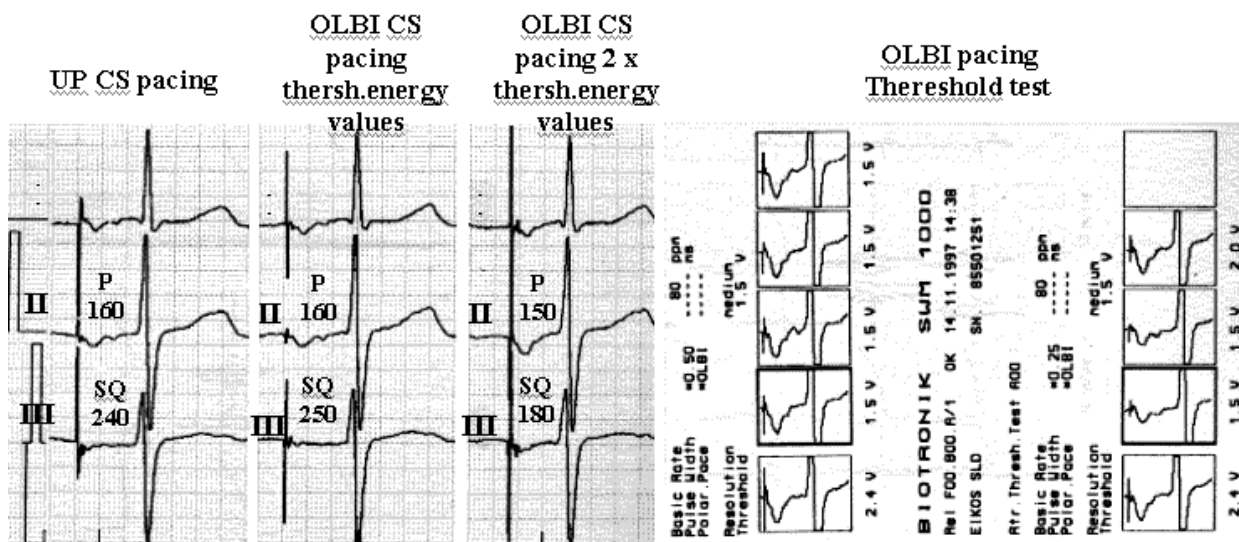
Zapisy potencjałów wewnątrzprzedsionkowych (IEGM) pozwalają uzyskać nieco więcej informacji na temat stopnia synchronii aktywacji przedsionków; najłatwiejszym do wyliczenia jest czas całkowitej aktywacji przedsionków (TAAT, *Total Atrial Activation Time*). Ryciny 5 i 6 ilustrują różnice zachowań porównywanych wartości czasowych parametrów aktywacji przedsionków (szerokość załamka P, TAAT, odstęp S-Q) podczas rytmu zatokowego, jednoogniskowej stymulacji prawego przedsionka, zatoki wieńcowej, stymulacji zatoki według formuły OLBI oraz stymulacji dwuprzedsionkowej.

Ryciny 5 i 6 ilustrują pewne resynchronizujące działanie stymulacji zatoki wieńcowej według formuły OLBI, zwłaszcza w porównaniu z klasyczną stymulacją uszka prawego przedsionka. Obrazy te jed-



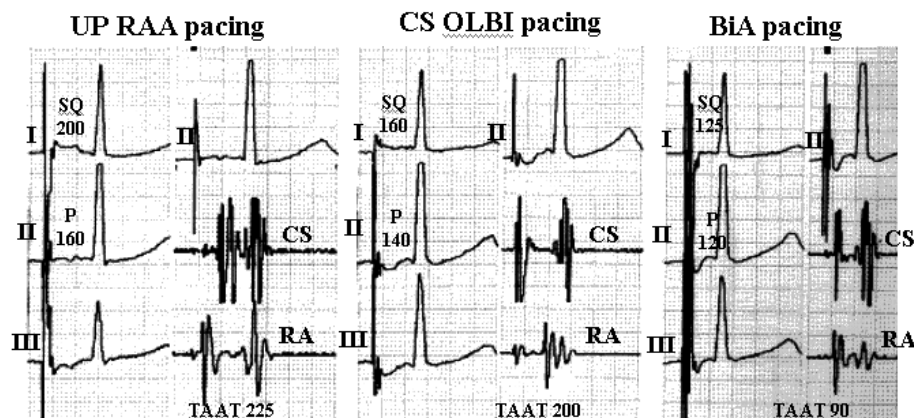
Ryc. 3. Elektrokardiogram 76-letniej pacjentki z dwuprzedsionkowym układem stymulującym: elektroda implantowana do uszka prawego przedsionka połączona jest z kanałem komorowym stymulatora, a elektroda do stymulacji zatoki wieńcowej — z kanałem przedsionkowym stymulatora EIKOS SLD (jak na ryc. 1E). Zmiana programu stymulacji z jednobiegunowej stymulacji zatoki wieńcowej na jej stymulację według formuły OLBI powoduje skrócenie czasu trwania wystymulowanego załamka P o 50 ms i odstępu S-Q o 60 ms.

Fig. 3. ECG of 76 years old female patient with implanted biatrial pacing system. Right atrial lead connected to ventricular and left atrial lead to atrial port of a EIKOS SLD pacemaker (as on fig. 1E). The change of coronary sinus pacing program from unipolar to OLBI pacing results in shortening of paced P wave duration by 50 ms and S-Q interval by 60 ms.



Ryc. 4. Elektrokardiogram 56-letniej pacjentki z zespołem brady-tachykardii, zaburzeniami przewodzenia między-przedsionkowego i niskim (95/min) punktem Wenckebacha, u której implantowano dwujamowy (przedsionkowo-komorowy) układ stymulujący: stymulator EIKOS SLD, którego kanał przedsionkowy został połączony z elektrodą w zatoce wieńcowej, a komorowy — z elektrodą służącą do stymulacji prawej komory. Wyraźne różnice morfologii wystymulowanych załamków P pojawiające się podczas stymulacji OLBI przy zastosowaniu ponadprogowych wartości energii impulsu. Zmiana ma charakter skokowy, co wykazuje test progów stymulacji.

Fig. 4. ECG of 56 years old female patient with brady-tachycardia syndrome, interatrial conduction disturbances and low (95/min) Wenckebach point with implanted dual chamber (atrio-ventricular) pacing system: EIKOS SLD pacemaker which atrial channel is connected with coronary sinus lead and ventricular port with right ventricular pacing lead. The significant differences in morphology of paced P waves appears during OLBI pacing with over-threshold values of impulse energy. The pacing threshold test reveals abrupt transition to another morphology.



Ryc. 5. Elektrokardiogram i zapisy potencjałów wewnątrzsercowych (IEGM) podczas różnych typów stymulacji przedsionkowej u 62-letniej pacjentki z nawracającym (kilka napadów miesięcznie) nietypowym trzepotaniem przedsionków, u której implantowano dwuprzedsionkowy układ stymulujący. Istotne zaburzenia przewodzenia międzyprzedsionkowego. Stymulacja uszka prawego przedsionka (program VDD): załamek P — 160 ms, całkowity czas aktywacji przedsionków, liczony od iglicy stymulatora do wygaśnięcia fali A później aktywowanego przedsionka (TAAT, *total atrial activation time*) — 225 ms. Stymulacja lewego przedsionka według formuły OLBI (program DDD z długim opóźnieniem A-V): załamek P — 140 ms, TAAT — 200 ms. Widoczne znaczące różnice efektów elektrofizjologicznych klasycznej stymulacji uszka prawego przedsionka i stymulacji lewego przedsionka według formuły OLBI (skrócenie czasu trwania załamka P o 20 ms i TAAT o 25 ms oraz skrócenie S-Q o 40 ms). Stymulacja dwuprzedsionkowa (program DDD ze stymulacją OLBI w kanale przedsionkowym i A-V równym 15 ms: załamek P — 120 ms, czas przewodzenia międzyprzedsionkowego, liczony od iglicy stymulatora do początku aktywacji, czyli fali A później pobudzanego przedsionka (IACT, *interatrial conduction time*) — 0 ms, TAAT — 90 ms. W okresie 2,5-letniej obserwacji występowały jedynie sporadyczne, samoistnie ustępujące, niewymagające hospitalizacji nawroty arytmii.

Fig. 5. ECG and intracardiac electrograms (IEGM) during different types of atrial pacing in 62 years old female patient with recurrent (several episodes per month) atypical atrial flutter with implanted biatrial pacing system. Significant interatrial conduction disturbances may be seen. Right atrial pacing (VDD program): P — 160 ms, TAAT (total atrial activation time, from the onset of P wave or pacing spike to the end of A wave of later activated atrium) — 225 ms. OLBI left atrium pacing DDD program with long A-V delay): P — 140 ms, TAAT — 200 ms. Relevant differences in electrophysiological effect of classical right atrium pacing and left atrium OLBI pacing can be observed (the shortening of P wave duration by 50 ms, TAAT by 25 ms, S-Q interval by 40 ms). Biatrial pacing (DDD program with OLBI pacing mode in atrial channel and A-V delay of 15 ms): P wave — 120 ms, IACT (interatrial conduction time; pacing spike — the onset of activation of later activated atrium) — 0 ms, TAAT — 90 ms. During the period of 2,5 years of observation only sporadic self retreating (with no need for hospitalization) episodes of arrhythmias were observed in the patient.

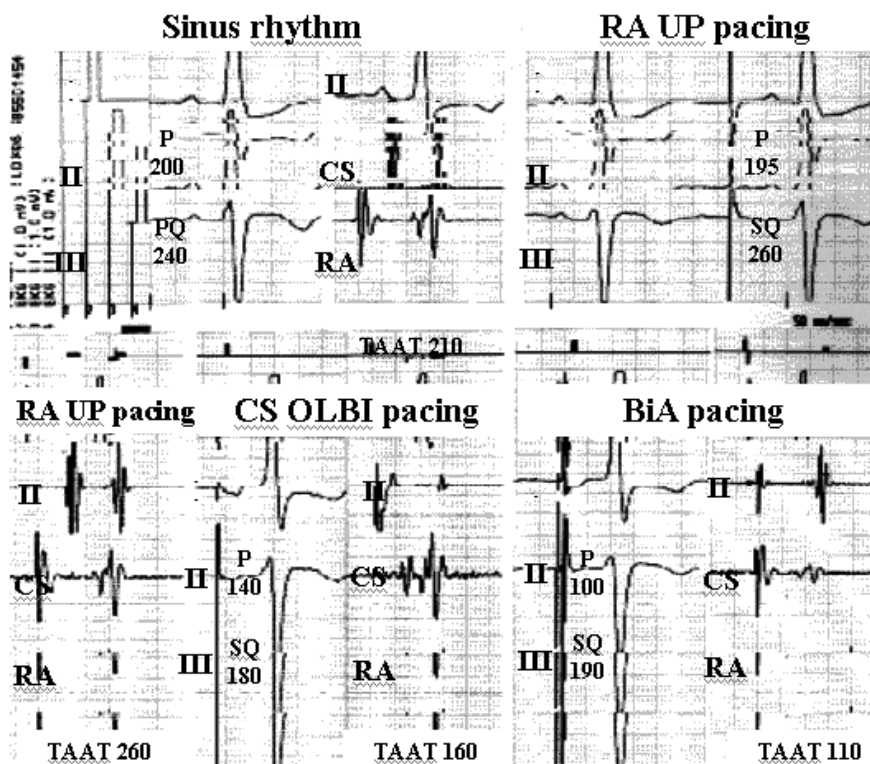
nocześnie wskazują, z jak dużą rezerwą należy traktować najpopularniejszy parametr synchronii aktywacji przedsionków — szerokość wystymulowanego załamka P. Dołączenie do stymulacji zatoki wieńcowej metodą OLBI stymulacji uszka prawego przedsionka (stymulacja dwuprzedsionkowa) niewiele zmienia morfologię wystymulowanego załamka P i radykalnie skraca (normalizuje) wartość TAAT.

Stymulacja dwuprzedsionkowa z wykorzystaniem stymulatora EIKOS SLD

U 9 spośród 22 pacjentów ze stymulacją OLBI w zatoce wieńcowej implantowano dwuprzedsionkowy układ stymulujący. Byli to chorzy z niewydolnością węzła zatokowego (również pod postacią jego niewydolności chronotropowej), z opornymi na leczenie far-

makologiczne, nawracającymi arytmiami przedsionkowymi i prawidłowym przewodzeniem A-V. U powyższych pacjentów dwubiegunową elektrodę do stymulacji zatoki wieńcowej łączono z przedsionkowym kanałem stymulatora EIKOS SLD, a jednobiegunową elektrodę w uszku prawego przedsionka z kanałem komorowym (ryc. 1E). Jako standardowy program stymulacji przyjęto program DDD 80–85/min, a „opóźnienie A-V” (w praktyce A-A) równe 15 ms.

Podczas całego okresu obserwacji nie zanotowano zaburzeń sterowania ani zaburzeń stymulacji. Bardzo dobry efekt antyarytmiczny uzyskano u 2 pacjentów (brak nawrotów arytmii pomimo odstawienia leków antyarytmicznych), zadowolający (znaczna redukcja częstości napadów arytmii) — u 4, a umiarkowany (zauważalne jedynie zmniejszenie



Ryc. 6. Elektrokardiogram IEGM podczas rytmu zatokowego i różnych typów stymulacji przedsionkowej u 76-letniego pacjenta z nieustającym (kilką napadów dziennie) nietypowym trzepotaniem przedsionków, któremu implantowano dwuprzedionkowy układ stymulujący. Istotne zaburzenia przewodzenia międzyprzedsionkowego. Rytm zatokowy: załamek P — 200 ms, IACT — 140 ms, TAAT — 210 ms. Stymulacja prawego przedsionka (program VDD): załamek P — 195 ms, IACT — 180 ms, TAAT — 260 ms. Stymulacja lewego przedsionka według formuły OLBI (program DDD z długim opóźnieniem A-V): załamek P — 140 ms, IACT — 120 ms, TAAT — 160 ms. Widoczne znaczące różnice efektów elektrofizjologicznych klasycznej stymulacji uszka prawego przedsionka i stymulacji lewego przedsionka według formuły OLBI (skrócenie czasu trwania załamka P o 55 ms, IACT o 60 ms i TAAT o 100 ms). Stymulacja dwuprzedionkowa (program DDD ze stymulacją OLBI w kanale przedsionkowym i A-V równym 15 ms): załamek P — 100 ms, IACT — 0 ms, TAAT — 110 ms. W okresie 3-letniej obserwacji nie zanotowano uchwytanych nawrotów arytmii.

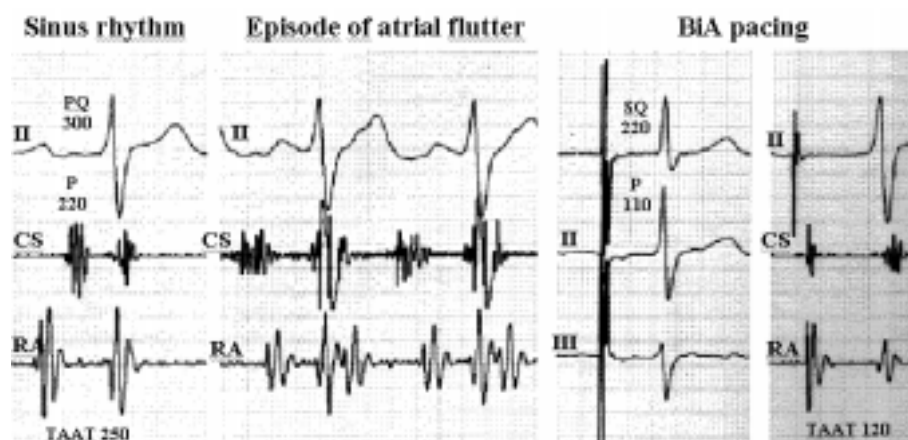
Fig. 6. ECG and intracardiac electrograms (IEGM) during sinus rhythm and different types of atrial pacing in 76 years old male patient with sustained (several episodes per day) atypical atrial flutter with implanted biatrial pacing system. Significant interatrial conduction disturbances may be seen. Sinus rhythm: P — 200 ms, IACT — 140 ms, TAAT — 210 ms. Right atrial pacing (VDD program): P — 195 ms, IACT — 180 ms, TAAT — 260 ms. OLBI left atrium pacing DDD program with long A-V delay): P — 140 ms, IACT — 120 ms, TAAT — 160 ms. Relevant differences in electrophysiological effect of classical right atrium pacing and left atrium OLBI pacing can be observed (the shortening of P wave duration by 55 ms, IACT by 60 ms and TAAT by 100 ms). Biatrial pacing (DDD program with OLBI pacing mode in atrial channel and A-V delay of 15 ms): P wave — 100 ms, IACT — 0 ms, TAAT — 110 ms. During the 3-year period of observations no episodes of arrhythmias were observed in the patient.

częstości nawrotów arytmii pomimo jednocześnie prowadzonego intensywnego leczenia antyarytmicznego) — u 2 chorych.

Podczas monitorowania holterowskiego, jak i podczas badań kontrolnych, u pacjentów obserwowano prawidłową resynchronizację zarówno w czasie rytmu serca wymuszonego przez stymulator, jak i w przypadku lewoprzedionkowych pobudzeń przedwczesnych. Nie było jej jedynie podczas sporadycznie pojawiających się pobudzeń pochodze-

nia zatokowego (wyselekcjonowana grupa pacjentów z niewydolnością chronotropową węzła zatokowego) oraz w przypadku przedwczesnych pobudzeń pochodzenia prawoprzedionkowego (nieodłączna wada zastosowanej konfiguracji połączeń elektrod).

Dwuprzedionkowy układ stymulujący umożliwia uzyskanie parametrów czasowych (IEGM) pozwalających na ocenę nasilenia zaburzeń przewodzenia w obrębie przedsionków (TAAT, całko-



Ryc. 7. Elektrokardiogram i IEGM 76-letniego pacjenta z ciężkimi zaburzeniami przewodzenia międzyprzedsionkowego, któremu z powodu nieustającego (trwającego ponad 12/24 h w monitorowaniu holterowskim) nietypowego trzepotania przedsionków, bradykardii zatokowej i prawdopodobnie polekowego bloku A-V I° implantowano dwuprzedsionkowy układ stymulujący. Rytm zatokowy: załamek P — 220 ms, IACT — 160 ms, TAAT — 250 ms. Trzepotanie przedsionków: zapisy wewnątrzsercowe pozwalają wykluczyć migotanie przedsionków sugerowane przez obraz klasycznego EKG. Stymulacja dwuprzedsionkowa z wykorzystaniem formuły OLBI w kanale lewoprzedsionkowym; doskonała resynchronizacja czynności elektrycznej przedsionków ze znaczną poprawą najprostszyc parametrów elektrofizjologicznych: załamek P — 110 ms, IACT — 0 ms i TAAT — 120 ms. Efekt kliniczny okazał się zadowalający — nastąpiła redukcja częstości napadów do 2–3 miesięcznie. Ze względu na kontynuowane leczenie farmakologiczne utrzymuje się blok A-V I°, jednak bez tendencji do progresji.

Fig. 7. ECG and IEGM of 76 years old male patient with severe interatrial conduction disturbances with implanted biatrial pacing system due to sustained (lasting over 12/24 hours ECG Holter monitoring) atypical atrial flutter, sinus bradycardia and 1st degree A-V block. Sinus rhythm: P — 220 ms, IACT — 160 ms, TAAT — 250 ms. Atrial flutter: intracardiac recordings allows to rule out atrial fibrillation which may be suggested by surface ECG. Biatrial pacing with OLBI pacing mode in left atrium channel; perfect resynchronization of atrial electric activity with significant improvement the simplest electrophysiological parameters: P — 110 ms, IACT — 0 ms, TAAT — 120 ms. Clinical effect appeared to be satisfactory — the number of episodes was reduced to 2–3 per month. First degree A-V block can be still observed (due to the need for pharmacotherapy) but with no tendency to further progress.

wity czas aktywacji przedsionków liczony od początku załamka P lub iglicy stymulatora do końca trwania fali A później aktywowanego przedsionka) (ryc. 5–7). U pacjentów, u których system połączeń elektrod umożliwiał stymulację zatoki wieńcowej według formuły OLBI, a drugi z kanałów stymulatora pozwalał na rejestrację fali pobudzenia docierającej do prawego przedsionka, zbadano efekty porównywanych sposobów stymulacji zatoki wieńcowej, a wyniki przedstawiono w tabeli 9.

Z tabeli 9 wynika, że jednobiegunowa (jednopunktowa) stymulacja zatoki wieńcowej przedłuża istotnie czas aktywacji przedsionków (o ok. 20 ms) w porównaniu z rytmem zatokowym; takiego (niekorzystnego) działania nie wykazuje stymulacja typu OLBI, gdyż czas aktywacji przedsionków nie różnił się od uzyskanego przy rytmie zatokowym. Przykłady zapisów wewnątrzsercowych (IEGM) dokonanych podczas rytmu zatokowego, jednogogniskowych stymulacji przedsionkowych, jak i stymulacji dwuprzedsionkowej przedstawiono na

rycinach 5–7. Rycina 7 przedstawia ponadto zapisy dokonane u jednego z pacjentów podczas napadu arytmii przedsionkowej.

Wyniki długotrwałej obserwacji pacjentów z implantowanym układem stymulującym lewy przedsionek metodą OLBI

Wyniki długookresowej (średnio 2,4-letniej) obserwacji grupy pacjentów ze stymulatorem EIKOS SLD, którego kanał przedsionkowy połączono z elektrodą w zatoce wieńcowej przedstawia tabela 10.

Po średnio 2,4-letniej obserwacji u 12 spośród 22 pacjentów system nadal funkcjonuje prawidłowo. U 3 pacjentów, u których ze względów technicznych (próg stymulacji) lub elektrofizjologicznych (w celu uzyskania efektywniejszej preekscytacji dolno-tylnego obszaru przedsionka) stosowano maksymalne wartości energii stymulacji w kanale przedsionkowym, zaistniała potrzeba wymiany stymulatora z powodu wyczerpania baterii. U 5 pacjentów konieczność zastosowania stymulacji trójjamowej

Tabela 9. Całkowity czas aktywacji przedsionków u pacjentów ze stymulacją OLBI w zatoce wieńcowej (grupa ze stymulatorem EIKOS SLD)**Table 9.** Total atrial activation time in pts with OLBI CS pacing (EIKOS SLD group)

Program stymulacji	Rytm zatokowy	Stymulacja zatoki wieńcowej	
		Jednobiegunowa	Wg formuły OLBI
L. pacjentów w teście	9	9	9
Średnia	193,89	211,11	191,61
SD	26,07	33,24	38,32
Porównywane grupy	Rytm zatokowy vs stymulacja jednobiegunowa	Rytm zatokowy vs stymulacja wg formuły OLBI	Stymulacja jednobiegunowa vs stymulacja wg formuły OLBI
t*	3,217	0,915	3,461
p	0,0123	0,3871	0,0085

*Test Studenta dla par

(dwuprzedSIONKOWO-komorowej) spowodowała utratę możliwości stymulacji lewego przedsionka według formuły OLBI. U powyższych pacjentów w celu stymulacji dwóch przedsionków z jednego kanału stymulatora zastosowano szeregowe połączenie elektrod, umożliwiające jedynie jednopunktową stymulację zatoki wieńcowej. U 2 z nich reoperacja nie miała niekorzystnych następstw, u 3 zaś rezygnacja ze stymulacji OLBI spowodowała znaczny wzrost częstości nawrotów arytmii; ze względów technicznych powrót do stymulacji OLBI okazał się jednak niemożliwy.

Dyskusja

Formułę stymulacji OLBI opracowano i wprowadzono do praktyki w celu uzyskania efektywnej stymulacji ściany prawego przedsionka z dwóch

pierścieni zlokalizowanych na przebiegającym przez prawy przedsionek (swobodnie „pływającym”) odcinku elektrody przeznaczonej do stymulacji VDD [30, 31]. Badania eksperymentalne wykazały, że dwa przeciwstawnie skierowane impulsy pozwalają na efektywniejszą stymulację ściany serca przez warstwę krwi niż stymulacja dwubiegunowa (zamknięcie obwodu pomiędzy 2 pierścieniami elektrody) lub stymulacja dwoma impulsami o takiej samej polaryzacji [30, 31]. Stymulacja prawego przedsionka z dwóch pierścieni elektrody do stymulacji VDD znalazła swe stałe miejsce w praktyce stymulacji serca i doczekała się dużych opracowań klinicznych [32–36]. Nikt jednak nie próbował zastosować jej do stymulacji lewego przedsionka poprzez elektrodę umieszczoną w zatoce wieńcowej, pomimo że problemy towarzyszące stymulacji lewego przedsionka były znane od lat 70. [1, 2], a formuła stymulacji

Tabela 10. Wyniki długotrwałej obserwacji 22 pacjentów ze stymulatorem EIKOS SLD i stymulacją OLBI lewego przedsionka**Table 10.** Long-term follow-up of the 22 pts with EIKOS SLD and OLBI CS pacing systems

Prawidłowo funkcjonujący system	12/22 (54,5%)
Wyczerpanie baterii	3/22 (13,6%) (28, 29,33 mth)
Przemieszczenie elektrody → inny system stymulujący	1/22 (4,5%)
Stały AF	1/22 (4,5%)
Zmiana rodzaju stymulacji* → uniemożliwienie stymulacji zatoki wieńcowej wg OLBI	
(DDD → TCh, BiA → TCh)	5/22 (22,7%) (u 2 chorych — poprawa, u 3 — pogorszenie)

*Konieczność zmiany rodzaju stymulacji na dwuprzedSIONKOWO-komorową z powodu przedsionkowych zaburzeń rytmu lub wystąpienia zaburzeń przewodzenia AV zmuszała do stymulacji dwu przedsionków z jednego (przedsionkowego) kanału stymulatora za pomocą rozgałęźnika Y. Uniemożliwiało to dalszą stymulację zatoki wieńcowej wg formuły OLBI

OLBI od 1994 roku [30]. Moss jako pierwszy zaobserwował, że ponad 10% pacjentów poddanych stymulacji z zatoki wieńcowej wymaga stosowania „ponad-standardowych” (era stymulatorów nieprogramowanych) wartości energii [1]. O podobnym odsetku problemów z uzyskaniem efektywnej stymulacji lewego przedsionka poinformował Daubert [3, 4, 8] w latach 1990–1995. Wyniki, uzyskane przez autorów niniejszej pracy na podstawie badań przeprowadzonych w grupie liczącej do 297 pacjentów [6, 37], wykazały, że aż 25% pacjentów ze stymulacją lewego przedsionka stale bądź okresowo wymaga stymulacji impulsami o energii przekraczającej „standardowe” (4,8 V/0,5 ms) wartości, chociaż częstość repozycji elektrod z powodu bloku wyjścia (*exit block*) nie przekraczała 2% [25]. W ostatnich latach skonstruowanie i wprowadzenie na rynek nowych typów elektrod, przeznaczonych specjalnie do stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej, pozwoliło na poprawę warunków stymulacji lewego przedsionka [8–11]. Warunki anatomiczne (osobnicza zmienność przebiegu zatoki wieńcowej i jej kontaktu ze ścianą lewego przedsionka) [44–48] sprawiają jednak, że u pewnego odsetka pacjentów, pomimo stosowania coraz doskonalszych elektrod, występują problemy ze stymulacją lewego przedsionka. Właśnie w tej grupie chorych stymulacja z wykorzystaniem formuły OLBI może stanowić najlepsze rozwiązanie problemu i zapewniać efektywną stymulację.

Pewnego komentarza wymagają zaobserwowane przez autorów niniejszej pracy specyficzne efekty elektrofizjologiczne i potencjalne znaczenie stymulacji lewego przedsionka metodą OLBI (ryc. 2–6). Ponadto obserwacje te wiążą się z wynikami naszych wcześniejszych badań dotyczących efektów wysokoenergetycznej stymulacji zatoki wieńcowej [38–43]. Wykazały one, że po przekroczeniu pewnej granicznej wartości energii stymulacji lewego przedsionka przy zastosowaniu elektrody dwubiegunowej zmienia się morfologia i czas trwania wystymulowanego załamka P. Wykonywane jednocześnie zapisy IEGM potwierdziły poprawę synchronii aktywacji przedsionków [38–43]. Nasze obserwacje kliniczne, które sugerowały również korzystny efekt antyarytmicz-

ny wysokoenergetycznej stymulacji zatoki wieńcowej [38–43], potwierdziły zarówno wyniki badań elektrofizjologicznych przeprowadzonych później przez Ng, Papegeorgiu, Yu, i Ishimatsu [49–52], jak i wyniki naszych pierwszych badań dotyczących zastosowania systemu OLBI do stymulacji lewego przedsionka [53–55]. Ostatnio Malinowski zaobserwował pewne resynchronizujące oddziaływanie prawopredsiionkowej stymulacji według formuły OLBI [56] i korzystniejsze następstwa elektrofizjologiczne takiej stymulacji w porównaniu z klasyczną stymulacją uszka prawego przedsionka. W 2000 roku ukazało się doniesienie Cocka, potwierdzające nasze spostrzeżenia o przydatności tego systemu dla zapewnienia efektywnej stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej [57]. Prawdopodobnie zaobserwowana przez autorów niniejszej pracy u tych samych pacjentów istotna różnica efektów i następstw elektrofizjologicznych jednopunktowej (jednobiegunowej) stymulacji zatoki wieńcowej i stymulacji tego samego miejsca z wykorzystaniem systemu OLBI będzie miała znaczenie praktyczne i znajdzie zastosowanie w leczeniu arytmii przedsionkowych za pomocą stałej stymulacji serca.

Wnioski

1. Zastosowanie formuły OLBI do stymulacji lewego przedsionka pozwala uzyskać (w świetle pomiarów śródoperacyjnych) znaczące (o ok. 50%) obniżenie progu stymulacji bez istotnego wzrostu zużycia energii.
2. Zastosowanie formuły OLBI do stałej stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej pozwala wyeliminować ryzyko bloku wyjścia (*exit block*) i uniknąć problemów związanych z wysokim progiem stymulacji; metoda ta nie zwiększa ryzyka wystąpienia stymulacji nerwu przeponowego lub stymulacji lewej komory.
3. Następstwa elektrofizjologiczne stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej za pomocą formuły OLBI różnią się wyraźnie od efektów klasycznej stymulacji jednopunktowej; stymulacja OLBI, dzięki pobudzeniu większego obszaru ściany lewego przedsionka, poprawia synchronię aktywacji przedsionków.

Streszczenie

Zastosowanie systemu OLBI do stymulacji lewego przedsionka

Wstęp: Wysokie wartości progu stymulacji oraz ryzyko bloku wyjścia (exit block) stanowią zasadnicze problemy stymulacji lewego przedsionka. Stymulacja OLBI (overlapping biphasic pacing) polega na jednoczesnej stymulacji dwoma przeciwnie ukierunkowanymi impulsami prawego przedsionka z dwu pierścieni elektrody zlokalizowanych w jego świetle, bez konieczności bezpośredniego kontaktu końcówki elektrody z wsierdziem.

Cel pracy: Ocena klinicznej przydatności systemu OLBI do stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej, jak również elektrofizjologicznych i klinicznych efektów krótko- i długookresowej stymulacji tego typu.

Materiał i metody: Badania śródoperacyjne przeprowadzono u 39 pacjentów podczas implantacji układu stymulującego z elektrodą w zatoce wieńcowej. Po dokonaniu rutynowych pomiarów parametrów sterowania i stymulacji dodatkowo określano wartości progu stymulacji podczas stymulacji lewego przedsionka z wykorzystaniem systemu OLBI.

Wyniki: Stwierdzono, że stymulacja OLBI powoduje 2–3-krotne obniżenie progu stymulacji w porównaniu z klasyczną stymulacją jedno- lub dwubiegunową, chociaż zużycie energii jest zbliżone do obserwowanego podczas stymulacji dwubiegunowej. U 22 pacjentów implantowano na stałe stymulator EIKOS SLD posiadający możliwość stymulacji według formuły OLBI z kanału przedsionkowego. U pacjentów tych mierzono parametry sterowania i stymulacji za pomocą telemetrii bezpośrednio po zabiegu oraz w 1, 2, 3, 4, 5 i 6 oraz 12, 18 i 24 miesiącu po implantacji. Wartości progu stymulacji u tych samych pacjentów były 2-krotnie niższe podczas stymulacji według formuły OLBI (ok. 2 V) niż podczas klasycznej stymulacji jednobiegunowej zatoki wieńcowej (ok. 4 V). W czasie 2,5-letniej obserwacji wartości progu stymulacji były o około 1/3 wyższe u pacjentów z grupy kontrolnej — z klasyczną dwubiegunową stymulacją zatoki wieńcowej (w granicach 3,5 V) niż u chorych ze stymulacją tego miejsca z wykorzystaniem formuły OLBI (< 2 V). Pobór energii z baterii stymulatora podczas stymulacji OLBI był stosunkowo wysoki (ok. 55 μ A) i okresowo nawet istotnie wyższy niż w grupie kontrolnej (ok. 45 μ A). Poza jedną dyslokacją elektrody nie obserwowano istotnych problemów ze stymulacją w grupie pacjentów stymulowanych w systemie OLBI. Ponadto, co najistotniejsze, ten rodzaj stymulacji nie powodował niepożądanego stymulacji przepony (nerwu przeponowego) i lewej komory serca nawet podczas czasowej stymulacji z wykorzystaniem maksymalnej energii stymulatora w kanale przedsionkowym. W grupie kontrolnej u 11% pacjentów stwierdzono zbyt wysokie wartości progu stymulacji, a u 27% — niepożądaną stymulację lewej komory. Ponadto zaobserwowano, że klasyczna jednobiegunowa stymulacja zatoki wieńcowej powoduje wydłużenie czasu trwania załamka P w porównaniu z rytmem zatokowym (150 vs 135 ms), zaś stymulacja OLBI wykazuje działanie odwrotne. Stymulacja zatoki wieńcowej według formuły OLBI wywiera również pewien wpływ na czas przewodzenia AV, istotnie go skracając w porównaniu z klasyczną jednobiegunową stymulacją zatoki wieńcowej. U 9 spośród 22 pacjentów z opornymi na leczenie farmakologiczne nawracającymi arytmiami przedsionkowymi implantowano dwuprzedionkowy układ stymulujący wykorzystujący stymulator EIKOS SLD i stymulację zatoki wieńcowej według formuły OLBI. Dwubiegunową elektrodę do stymulacji zatoki wieńcowej łączono z przedsionkowym, a jednobiegunową elektrodę w uszku prawego przedsionka — z komorowym kanałem stymulatora. Nie obserwowano zaburzeń sterowania i stymulacji. Bardzo dobry efekt antyarytmiczny uzyskano u 2 pacjentów, zadowalający u 4, a umiarkowany u 2 chorych. Po średnio 2,4-letniej obserwacji u 12 z 22 pacjentów system nadal funkcjonuje prawidłowo, u 3 zaistniała potrzeba wymiany stymulatora z powodu wyczerpania baterii. U 5 chorych konieczność zastosowania stymulacji trójjamowej (dwi-

przedsionkowo-komorowej) spowodowała utratę możliwości stymulacji lewego przedsionka według formuły OLBI. U 2 z nich reoperacja nie miała niekorzystnych następstw, zaś u 3 rezygnacja ze stymulacji OLBI spowodowała znaczny wzrost częstości nawrotów arytmii.

Wnioski: Zastosowanie formuły OLBI do stymulacji lewego przedsionka pozwala znacząco obniżyć próg stymulacji (o ok. 50%) bez istotnego wzrostu zużycia energii. Zastosowanie formuły OLBI do stałej stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej pozwala wyeliminować ryzyko bloku wyjścia (exit block) i uniknąć problemów związanych z wysokim progiem stymulacji; metoda ta nie zwiększa ryzyka wystąpienia stymulacji nerwu przeponowego lub stymulacji lewej komory. Następstwa elektrofizjologiczne stymulacji lewego przedsionka z zatoki wieńcowej za pomocą formuły OLBI różnią się wyraźnie od efektów klasycznej stymulacji jednopunktowej; stymulacja OLBI poprawia synchronię aktywacji przedsionków. (Folia Cardiol. 2001; 8: 143–161)

stymulacja dwuprzedsionkowa, stymulacja lewoprzedsionkowa, efektywna stymulacja zatoki wieńcowej, stymulacja dwoma impulsami, stymulacja OLBI

Piśmiennictwo

1. Moss A., Rivers R. Atrial pacing from the coronary vein. Ten-year experience in 50 patients with implanted pervenous pacemakers. *Circulation* 1978; 57: 103–106.
2. Greenberg P., Castellanet M., Messenger J., Ellestad M. Coronary sinus pacing. Clinical follow-up. *Circulation* 1978; 57: 98–103.
3. Daubert C., Mabo P., Bazin P., De Place C., Berder V., Le Breton H. Renewal of permanent left atrial pacing via the coronary sinus. *PACE* 1992; 15: 255 (streszczenie).
4. Gras D. Mabo P., Daubert C. Left atrial pacing: Technical and clinical considerations. W: Barold S. Mugica J. red. Recent advances in cardiac pacing. Goals for 21st century. Armonk NY United States, Futura Publishing Company Inc. 1998; 181–202.
5. Kutarski A., Oleszczak K., Poleszak K., Koziara D. Coronary sinus. The second standard lead position for permanent atrial pacing. W: Vardas P. red. Europe. Monduzzi Editore S.p.A. 1997; 405–409.
6. Kutarski A., Poleszak K., Oleszczak K., Koziara D., Widomska-Czekajska T. Biatrjal and coronary sinus pacing — long term experience with 264 patients. *Progr. Biomed. Res.* 1998; 3: 114–120.
7. Kutarski A., Widomska-Czekajska T., Oleszczak K., Wójcik M., Poleszak K. Clinical and technical aspects of permanent BiA pacing using standart DDD pacemaker — long-time experience in 47 patients. *Progr. Biomed. Res.* 1999; 4: 394–404.
8. Daubert C., Leclercq Ch., Le Breton H., Gras D., Pavin D., Pouvreau Y., Van Verooij P., Bakels N., Mabo Ph. Permanent left atrial pacing with a specifically designed coronary sinus lead. *PACE* 1997; 20: 2755–2764.
9. 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 with ring electrodes and anchoring strand. *MESPE Journal* 1999; 1: 221 (streszczenie).
10. Kutarski A., Schaldach M., Wójcik M., Oleszczak K., Poleszak K., Widomska-Czekajska T. The first experience with the new biotronic coronary sinus designed lead. *Giornale Italiano di Cardiologia* 1999; 29 (supl. 5): 250–254.
11. 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 with ring electrodes and anchoring strand. *MESPE Journal* 1999; 1: 283–290.
12. Barold S.S., Cazeau S., Mugica J., Garrigue S., Clementy J. Permanent multisite pacing. *PACE* 1997; 20: 2725–2729.
13. Limousin M. Current limitations of multisite pacing technology. *Arch. Mal. Coeur. Vaiss.* 1998; 91, 3: 246 (streszczenie).
14. Limousin M. Technical piont of view concerning new devices for hert failure pacingcurrent. VIII International Symposium on Progress in Clinical Pacing; Rome, Italy 1–4 Dec. 1998; 70 (streszczenie).
15. Van Gelder B., Bracke F., Meijer A. Biatrjal stimulation; a parallel or a serial connection? *PACE* 1999; 22 II: 149 (streszczenie).

16. Kutarski A., Wójcik M., Oleszczak K. Output requirements during biatrial (BiA) pacing with different modes and configurations. *Progr. Biomed. Res.* 1999; 4 (supl. A): 103 (streszczenie).
17. Kutarski A., Schaldach M., Wójcik M., Oleszczak K., Głowniak A. OLBI stimulation for biatrial (BiA) pacing? A comparison of acute pacing/sensing conditions with split bipoles (SBP) and dual cathodal unipolar (DUP) configuration. *PACE* 1999; 22 II: A12 (streszczenie).
18. Kutarski A., Oleszczak K., Wójcik M. Split bipoles (SBP) or dual cathodal UP (DUP) configuration for permanent biatrial (BiA) pacing? A comparison of output requirement and sensing conditions. *PACE* 1999; 22 II: A155 (streszczenie).
19. Kutarski A., Wójcik M., Oleszczak K. Pulse width programming in pts with biatrial pacing system. *Progr. Biomed. Res.* 1999; 4: 112–116.
20. Kutarski A., Wójcik M., Oleszczak K. Is split bipoles better than dual cathodal UP configuration for permanent biatrial pacing? *Medical & Biological Engineering & Computing. Proceedings of the EM-BEC'99* 1999; 560–561.
21. Kutarski A., Oleszczak K., Schaldach M., Wójcik M. Biatrial (BiA) pacing — a comparison of different modes of configurations and connections. *Medical & Biological Engineering & Computing. Proceedings of the EM-BEC'99* 1999; 578–579.
22. 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.
23. Kutarski A., Wójcik M., Oleszczak K., Schaldach M. Cathodal pacing of both atria. The common anode location and biatrial pacing effectiveness. *Europace* 2000; I (supl. D): 304 (streszczenie).
24. Kutarski A., Wójcik M., Oleszczak K., Schaldach M. What is optimal configuration for permanent biatrial pacing? *Progr. Biomed. Res.* 2000; 5: 73–83.
25. Kutarski A. Practical and technical aspects of biatrial pacing. W: Ovsyshcher I.E. red. *Cardiac arrhythmias and device therapy: results and perspectives for the new century.* Futura Publishing Company Inc. Armonk, NY 2000; 167–174.
26. Kutarski A., Schaldach M. Easy and safe permanent left atrial pacing — challenge for the beginning of the new century. W: Ovsyshcher I.E. red. *Cardiac arrhythmias and device therapy: results and perspectives for the new century.* Futura Publishing Company Inc. Armonk, NY 2000; 401–408.
27. Kutarski A., Schaldach M., Oleszczak K., Wójcik M. Can coronary sinus (CS) pacing conditions be (further) improved? *Medical & Biological Engineering & Computing.* 1999; 37 (supl. II): 562–563.
28. Barold S.S. Resynchronisation: Terminology and engineering considerations. *Europace* 2000; I (supl. D): 4 (streszczenie).
29. Bongiorni M.G., Bedendi N. Atrial stimulation by means of floating electrodes: A multicenter experience. *PACE* 1977; 15: 1977–1981.
30. Hartung W., Hidden-Lucet F., McTeague K., Honeycutt C., Langberg J.J. Overlapping biphasic stimulation: a novel pacing mode with capture thresholds. *Circulation* 1994; 90: I-69 (streszczenie).
31. Taskiran M., Weiss I., Urbaszek A., Stroebel J., Schaldach M. Pacing with floating electrodes and various pulse morphologies. *Biomedizinische Technik* 1996; 41: 41–46.
32. Hartung W.M., Stroebel J.P., Taskiran M., Klein H. „Overlapping biphasic impulse” — stimulation using a single lead implantable pacemaker system — first results. *Eur. J.C.P.E.* 1996; 6 (supl. 5): 860 (streszczenie).
33. Rey J.L., Ghelbazouri F., Tribouilloy Ch. Dual chamber pacing with a single lead system: initial clinical results. *PACE* 1996; 16: 1777–1779.
34. Tse H.F., Lau C.P., Leung S.K., Leung Z., Mehta N. Single lead DDD system: a comparative evaluation of unipolar, bipolar and overlapping biphasic stimulation and the effects of right atrial floating electrode location on atrial pacing and sensing thresholds. *PACE* 1996; 19: 1758–1763.
35. Lazarus A., Taskiran M., Ritter P., Gras D., Cazeau S., Mugica J. Reduction in energy pacing thresholds by overlapping biphasic stimulation versus conventional bipolar pacing. *PACE* 1998; 21: 2166–2170.
36. Bodnar J. Single lead DDD pacing using the new OLBI stimulation method. Latest results. XIII World Congress of Cardiology Rio De Janeiro (Brazil), 26–30 April, *Monduzzi Editore* 1998; 377–381.
37. Kutarski A., Oleszczak K., Poleszak K. Permanent CS pacing from the ring of standard BP leads. *Progr. Biomed. Res.* 1998; 3: 184–192.
38. Kutarski A., Oleszczak K., Poleszak K., Koziara D. Permanent bipolar coronary sinus pacing — antiarrhythmic effects. *PACE* 1997; 20: 2308 (streszczenie).
39. Kutarski A., Oleszczak K., Poleszak K., Koziara D. High energy bipolar coronary sinus pacing — a simple mode of atrial resynchronisation? *PACE* 1997; 20: 2308 (streszczenie).
40. Kutarski A., Oleszczak K., Poleszak K., Koziara D. High energy bipolar coronary sinus pacing shows some resynchronising and antiarrhythmic effects. *Arch. Mal. Coeur. Vaiss.* 1998; 91, III: 337 (streszczenie).

41. Kutarski A., Poleszak K., Oleszczak K., Koziara D. Coronary sinus BP permanent pacing — atrial pacing mode for atrial resynchronisation and prevention of atrial arrhythmias? *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 31: 362C (streszczenie).
42. Kutarski A., Poleszak K., Koziara D., Oleszczak K. Coronary sinus BP permanent pacing — a simple atrial pacing mode for atrial resynchronisation and prevention of atrial arrhythmias? XIII World Congress of Cardiology Rio De Janeiro (Brazil), 26–30 April, Monduzzi Editore 1998; 367–371.
43. Kutarski A., Poleszak K., Koziara D., Oleszczak K. High energy bipolar coronary sinus pacing shows some resynchronising and antiarrhythmic effects. *HeartWeb* 1998; 4: <http://www.heartweb.org/heartweb/1298/p0006.htm>.
44. Liu L., Tockman B., Westlund R., Chastain S., Zhu A., Zytkevich J. Does pacing site or vein size affect pacing parameters in the coronary vein? *PACE* 1999; 22: 757 (streszczenie).
45. Neuzner J., Wuster B., Pitschner H.F., Bohle R.M. Coronary sinus — a site for chronic left atrial pacing? An electrophysiological and anatomical study. *Eur. Heart J.* 1999; 20: 5 (streszczenie).
46. Di Biase M., Mavillo G., Raddato V., Leva R., Ziccardi L. Angiographic study of the coronary sinus: usefulness for electrophysiologic purposes. *Giornale Italiano di Cardiologia* 1999; 29 (supl. 5): 280–282.
47. Gilard M., Mansourati J., Etienne Y., Larlet J. M., Truong B., Bosch J., Blanc J.J. Angiographic anatomy of the coronary sinus and its tributaries. *PACE* 1998; 21: 2280–2284.
48. Yamanouchi Y., Igawa O., Hisatome I. Activation mapping from the coronary sinus may be limited by anatomic variations. *PACE* 1998; 21: 2522–2526.
49. Ng K.S., Ng W.L., Chia B.L. Comparative acute efficacy of dual site right atrial pacing versus biatrial pacing versus lone coronary sinus pacing in prevention of atrial fibrillation. *PACE* 1999; 22: 14 (streszczenie).
50. Papagergiou P., Anselme F., Kirchhof C., Monahan K., Rasmussen C.A., Epstein L.M., Josephson E. Coronary sinus pacing prevents induction of atrial fibrillation. *Circulation* 1997; 96: 1893–1898.
51. Yu W.C., Tsai C.F., Hsieh M.H., Chen C.C., Tai C.T., Ding Y.A., Chan M.S., Chen S.A. Prevention of the initiation of atrial fibrillation: Mechanisms and efficacy of different atrial pacing modes. *PACE* 2000; 23: 373–379.
52. Ishimatsu T., Hayano M., Hirata T., Iliev I., Komiya N., Nakao K., Iwamoto K., Tsukahara K., Sakamoto R., Ueyama C., Yano K. Electrophysiological properties of the left atrium evaluated by coronary sinus pacing in patients with atrial fibrillation. *PACE* 1999; 22: 1739–1746.
53. Kutarski A., Poleszak K., Oleszczak K., Baszak J., Koziara D., Widomska-Czekajska T. Does the OLBI™ configuration solve the problem of exit block during permanent CS pacing? *Progress in Biomedical Research*, February 1998; 22–28.
54. Kutarski A., Oleszczak K., Schaldach M., Poleszak K., Koziara D., Widomska-Czekajska T. Left atrial and multisite atrial pacing using OLBI stimulation. W: Adornato E. red. *Rhythm Control from cardiac evaluation to treatment. Proceedings of the VI Southern Symposium on Cardiac Pacing Giardini Naxos — Taormina. September 1999. Edizioni Luigi Pozzi — Roma* 1998; 343–353.
55. Kutarski A., Oleszczak K., Koziara D., Schaldach M., Poleszak K., Widomska-Czekajska T. Overlapping biphasic stimulation helps to solve high pacing threshold problems in coronary sinus (CS). *HeartWeb* 1999; 4, 5: www.heartweb.org/heartweb/0399/p0002.htm.
56. Malinowski K., Witte J. Analysis of atrial conduction times with single lead stimulation. *Progr. Bimed. Res.* 1998; 3: 197–201.
57. De Cock C.C., Van Campen C.M.C., Visser C.A. Single lead left ventricular DDD pacing. *Europace* 2000; I (supl. D): 206 (streszczenie).

