

Zastosowanie podskórnej elektrody defibrylującej w celu obniżenia progu defibrylacji migotania komór u pacjentów z ICD

The use of subcutaneous array electrode to lower the defibrillation threshold in ICD patients

Maciej Kempa, Andrzej Lubiński, Rajmund Wilczek, Tomasz Królak,
 Anna Pazdyga, Agnieszka Zienciuk i Grażyna Świątecka

II Klinika Chorób Serca Instytutu Kardiologii Akademii Medycznej w Gdańsku

Abstract

Even with the use of biphasic shock and active-can configuration there is a group of ICD patients with high defibrillation threshold (DFT) and inadequate safety margin between DFT and the maximum defibrillator energy. Implantation of additional subcutaneous electrode in those patients can lower DFT.

A subcutaneous electrode CPI Endotak SQ Array was implanted in two patients with high DFT. After procedure, decrease of DFT let us avoid ICD reimplantation for a model with a higher shock energy.

The subcutaneous array electrode implantation is a safe and useful method of lowering the defibrillation threshold. (Folia Cardiol. 2004; 11: 463–470)

implantable cardioverter-defibrillator, defibrillation threshold

Wstęp

Implantacja kardiowertera-defibrylatora (ICD, *implantable cardiovascular-defibrillator*) jest powszechnie stosowaną metodą zabezpieczenia pacjenta ze złośliwymi komorowymi zaburzeniami rytmu przed nagłym zgonem sercowym. Jednym z najistotniejszych parametrów decydujących o powodzeniu takiego postępowania jest próg defibrylacji (DFT, *defibrillation threshold*). Parametr ten określa energię potrzebną do przerwania migotania komór (VF, *ventricular fibrillation*).

Współcześnie stosowane systemy defibrylujące pozwalają na uzyskiwanie stosunkowo niskich

progów defibrylacji. Przyczyniło się do tego m.in. wprowadzenie nowych modeli elektrod, zastosowanie aktywnej obudowy ICD (*active can*) oraz wykorzystanie dwufazowego impulsu defibrylującego [1–4]. Jednak mimo to istnieje grupa pacjentów, u których impuls defibrylujący o maksymalnej energii dla danego modelu ICD nie przerywa VF bądź DFT jest na tyle wysoki, że zakładany margines bezpieczeństwa pomiędzy DFT a maksymalną możliwą energią impulsu jest zbyt wąski. W takiej sytuacji rozwiązaniem może być zmiana polaryzacji impulsu defibrylującego. We współcześnie implantowanych ICD powszechnie stosuje się impuls katodalny, co oznacza, że elektroda endokawitarna ma polaryzację ujemną, a obudowa defibrylatora — dodatnią. W przypadku impulsu dwufazowego przedstawiona charakterystyka odpowiada pierwszej fazie impulsu. Możliwa jest jednak zmiana polaryzacji, a tym samym zmiana kierunku przepływu prądu w poszczególnych fazach impulsu. Dane z piśmiennictwa na te-

Adres do korespondencji: Dr med. Maciej Kempa
 II Klinika Chorób Serca IK AMG
 ul. Kieturakisa 1, 80–742 Gdańsk
 tel. (0 52) 349 39 10

Nadesłano: 12.03.2004 r. Przyjęto do druku: 23.03.2004 r.

mat korzyści płynących z takiego programowania ICD, polegających na obniżeniu DFT, nie są jednoznaczne, jednak istnieją doniesienia wskazujące, że zmiana polaryzacji impulsu defibrylującego może u niektórych pacjentów znacznie (nawet o 37%) obniżyć DFT [2, 5, 6]. Inną możliwością powodującą obniżenie DFT jest zmiana czasu trwania drugiej fazy dwufazowego impulsu defibrylującego. Nieliczne dane z piśmiennictwa wskazują bowiem, że zastosowanie skróconego czasu trwania drugiej fazy impulsu względem fazy pierwszej może pozwolić na obniżenie DFT [2].

Kolejnym sposobem umożliwiającym obniżenie DFT jest stosowanie endokawitarnych elektrod wyposażonych w dodatkowy pierścień defibrylujący. Umieszcza się go na granicy żyły głównej górnej i prawego przedsionka. Polaryzacja pierścienia jest dodatnia, podobnie jak aktywnej obudowy ICD. Takie rozwiązanie może zwiększyć skuteczność defibrylacji średnio o 14% [1, 2]. Istotny jest jednak fakt, że zastosowanie elektrody z dwoma pierścieniami defibrylującymi jest możliwe wyłącznie w przypadku stwierdzenia wysokiego DFT podczas implantacji ICD. Natomiast w przypadku zmian prądu defibrylacji, do których dojdzie w późnym okresie pooperacyjnym, wyklucza się takie rozwiązanie, ponieważ wiązałoby się ono z koniecznością ekstrakcji implantowanej wcześniej elektrody jednobiegunowej, co jest tym trudniejsze, im dłuższy jest czas, jaki upłynął od zabiegu.

U pacjentów, u których DFT narasta w późnym okresie pooperacyjnym lub u których przedstawione powyższe rozwiązanie nie przyniosły oczekiwanego rezultatu, możliwe jest zastosowanie dodatkowej elektrody podskórnej obniżającej DFT. Procedura implantacji jest stosunkowo prosta i bezpieczna, a wyniki dotychczasowych badań wskazują, że średnia redukcja DFT po zastosowaniu takiego rozwiązania wynosi od 20% do około 60% dla różnych modeli elektrod podskórnych [7–10]. W II Klinice Chorób Serca Akademii Medycznej w Gdańsku takie rozwiązanie zastosowano z powodzeniem u 2 chorych.

Celem niniejszej pracy jest przedstawienie obu tych przypadków.

Opis przypadków

Pacjenta R.P. w wieku 57 lat przyjęto do kliniki w lipcu 1998 r. W wywiadzie stwierdzono przebyty zawał serca ściany przednio-bocznej oraz liczne epizody utraty przytomności poprzedzone uczuciem kołatania serca. W obrazie echokardiograficznym zaobserwowano znaczne upośledzenie kurczliwości lewej komory (EF 20%) oraz akinetyczny tętniak

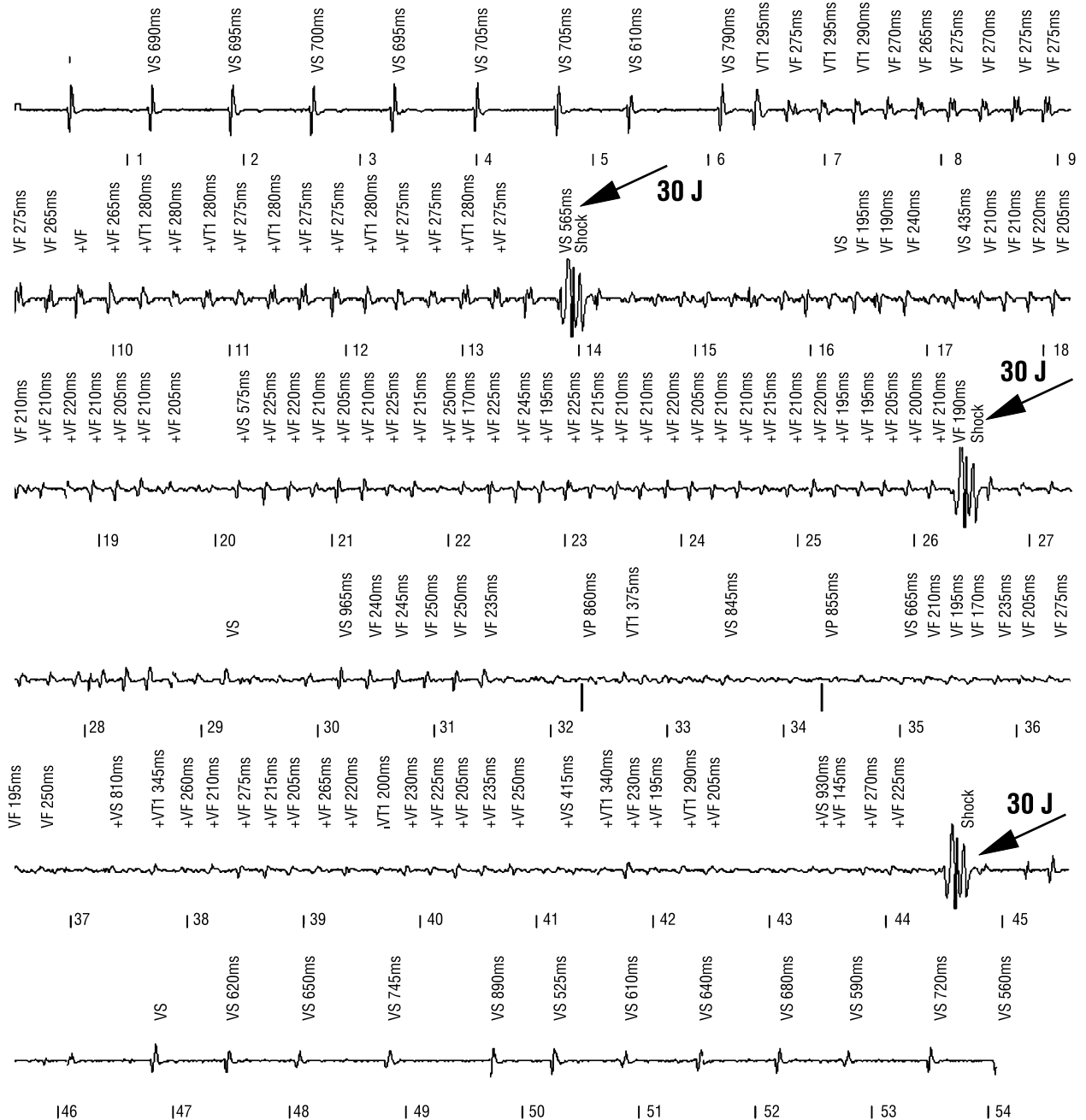
w obrębie koniuszka lewej komory. W badaniu naczyniowym ujawniono zamkniętą tętnicę przednią zstępującą oraz liczne rozsiane zmiany w pozostałych naczyniach. Chorego nie zakwalifikowano do leczenia kardiochirurgicznego. Po rozpoczęciu nasycania amiodaronem wystąpiła głęboka bradykardia zatokowa oraz zaburzenia przewodzenia przedsionkowo-komorowego pod postacią bloku I°. W związku z tym 30 lipca 1998 r. pacjentowi implantowano układ stymulujący firmy Biotronik: stymulator Actros DR i elektrody YP 60-BP i TIR 60-BP. Korpus stymulatora umieszczono w prawej okolicy podobojczykowej. Następnie kontynuowano nasycanie amiodaronem.

W dniu 05.08.1998 r. przeprowadzono badanie elektrofizjologiczne, podczas którego w sposób powtarzalny indukowano monomorficzny częstoskurcz komorowy, doprowadzający do utraty przytomności. Rytm zatokowy przywrócono za pomocą kardiowersji elektrycznej. Ze względu na brak możliwości leczenia przyczynowego oraz nieskuteczność farmakoterapii pacjenta zakwalifikowano do implantacji ICD.

Zabieg implantacji ICD przeprowadzono 22 września 1998 r. Choremu wszczepiono układ firmy Biotronik: ICD Phylax XM AH i elektrodę o aktywnej fiksacji Kainox RV-S. Podczas zabiegu dwukrotnie wykonano repozycję elektrody z powodu wysokiego DFT. Ostatecznie, stosując protokół ze wzrastającą energią impulsu, dwukrotnie potwierdzono skuteczność impulsu defibrylującego o energii 20 J. Potencjał fali R wynosił 10,5 mV, próg stymulacji 0,8 V/0,5 ms, a opór stymulacji 386 Ω. Korpus ICD ułożono pod powiezią mięśnia piersiowego w lewej okolicy podobojczykowej.

W okresie 14 dni po implantacji u chorego dwukrotnie wystąpiło VF prawidłowo rozpoznane przez ICD, jednak przerwane dopiero odpowiednio trzecim i drugim impulsem defibrylującym z maksymalną energią 30 J (ryc. 1).

Przeprowadzono kontrolne badanie elektrofizjologiczne w celu oceny skuteczności defibrylacji impulsem o odwróconej polaryzacji. Potencjał fali R wynosił 8,5 mV, próg stymulacji 0,5 V/0,5 ms, a opór stymulacji 430 Ω. Podczas badania wywołało częstoskurcz komorowy. Arytmia została prawidłowo rozpoznana i przerwana przez ICD impulsem o energii 10 J. Następnie indukowano VF. Arytmia została przerwana impulsem o energii 30 J, jednak po 3 s nastąpił jej nawrót, trudny do opanowania zarówno za pomocą defibrylacji wewnętrznej, jak i zewnętrznej. Ostatecznie, po opanowaniu zaburzeń rytmu, chory wymagał intensywnej opieki kardiologicznej, pozostawał na oddechu kontrolowanym przez 3 doby.



Rycina 1. Zapis z pamięci holterowskiej ICD pacjenta R.P. Zaznaczono trzy defibrylacje impulsem o energii 30 J. Dwie pierwsze defibrylacje nieskuteczne. Po trzecim impulsie 30 J powrót rytmu zatokowego

Figure 1. The printout from ICD holter memory in patient R.P. Three defibrillations with maximum energy of 30 J

Podjęto decyzję o uzupełnieniu implantowanego uprzednio układu defibrylującego elektrodą podskórną.

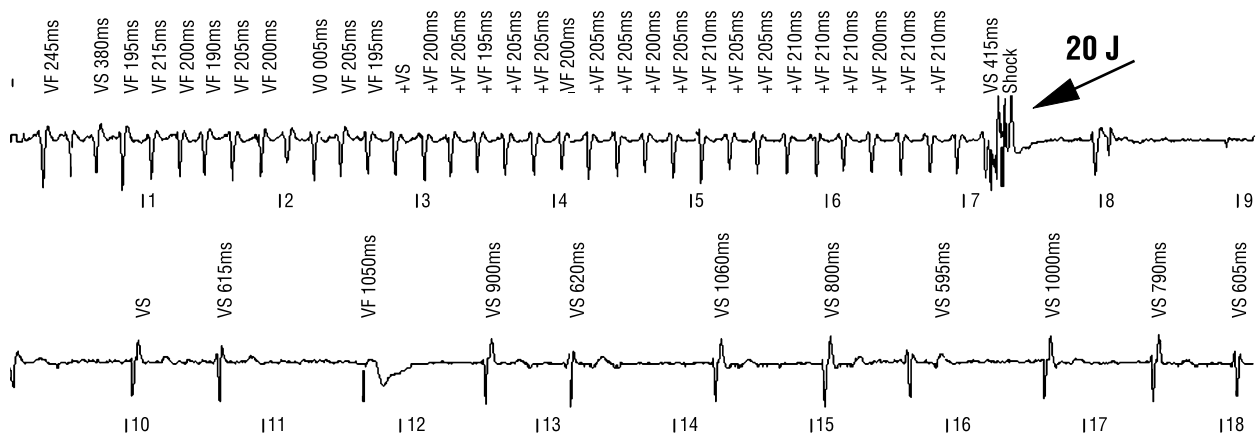
W dniu 20.10.1998 r. przeprowadzono zabieg implantacji elektrody CPI Endotak SQ Array, Model 0049. Przebieg zabiegu był niepowikłany.

W kontrolnym badaniu elektrofizjologicznym rejestrowano potencjał fali R równy 7,5 mV, próg stymulacji 1,0 V/05 ms oraz opór stymulacji 448 Ω .

Ponadto powtarzalnie potwierdzono skuteczność impulsu defibrylującego o energii 20 J (ryc. 2).

W kolejnych latach obserwacji w pamięci holterowskiej ICD rejestrowano nawroty częstoskurczu komorowego i VF prawidłowo rozpoznawane i przerywane przez ICD.

Pacjenta I.R. w wieku 69 lat, po przebytym w 1978 r. zawale serca (ściana przednia), po dwukrotnym epizodzie zatrzymania krążenia w mecha-



Rycina 2. Zapis z pamięci holterowskiej ICD pacjenta R.P. Zaznaczono defibrylację impulsem o energii 20 J. Po defibrylacji powrót rytmu zatokowego

Figure 2. The printout from ICD holter memory in patient R.P. The defibrillation with shock energy of 20 J (arrow)

nizmie częstoskurczu komorowego i VF, nie zakwalifikowanego do leczenia inwazyjnego choroby wieńcowej ze względu na rozsiany charakter zmian w naczyniach wieńcowych, przyjęto do kliniki w listopadzie 2002 r. w celu implantacji ICD. W obrazie echokardiograficznym stwierdzono akinezę przegrody międzykomorowej i ściany przedniej lewej komory oraz obniżoną kurczliwość globalną (EF 30%). W zapisie EKG odnotowano bradykardię zatokową, blok prawej odnogi i przedniej wiązki lewej odnogi pęczka Hisa.

W dniu 28.11.2002 choremu implantowano układ defibrylujący firmy Biotronik: ICD Tachos DR i elektrodę przedsionkową Elox 53-BP oraz elektrodę defibrylującą zaopatrzoną w dwa obwody defibrylujące Kainox SL 75/16. Podczas implantacji rejestrowano następujące parametry: potencjał fali R 7,3 mV, próg stymulacji komory 0,7 V/0,5 ms, opór stymulacji 690 Ω, potencjał fali P 3,1 mV, próg stymulacji przedsionka 1,1 V/0,5 ms oraz opór stymulacji 500 Ω. Próg defibrylacji migotania komór oznaczony według protokołu ze wzrastającą energią impulsu wyniósł 18 J. Po zabiegu nie zanotowano powikłań.

W okresie obserwacji trwającym od grudnia 2002 r. do maja 2003 r. w pamięci holterowskiej ICD zostało zarejestrowanych kilka epizodów częstoskurczu komorowego i jeden epizod VF, prawidłowo rozpoznanych i przerwanych przez defibrylator. Migotanie komór zostało przerwane impulsem o energii 18 J.

W dniu 28.05.2003 r. chory został przyjęty do kliniki w celu wykonania koronarografii z powodu narastającego uczucia duszności, zmniejszenia tolerancji wysiłku i występowania epizodów nieutralowanego częstoskurczu komorowego podczas próby wysiłkowej. W koronarografii stwierdzono zamknię-

cie gałęzi przedniej zstępującej oraz 50-procentowe zwężenie gałęzi okalającej lewej tętnicy wieńcowej. Próba dobutaminowa oceniająca żywotność w obszarze unaczynienia gałęzi przedniej zstępującej była ujemna, a w obszarze gałęzi okalającej — dodatnia.

W 2. dobie po koronarografii u chorego wystąpił napad częstoskurczu komorowego o częstości rytmu niższej niż zaprogramowane okno detekcji w ICD. Arytmia degenerowała do VF, które mimo kilkukrotnego wyzwolenia przez ICD impulsu defibrylującego o maksymalnej energii 30 J nie zostało przerwane (ryc. 3). Wykonano defibrylację zewnętrzną, uzyskując powrót rytmu zatokowego. W ciągu następnych 24 min arytmia powróciła. Ponownie nieskuteczny okazał się impuls 30 J, wykonano defibrylację zewnętrzną. Przez kilkanaście godzin po epizodzie pacjent był nieprzytomny, prowadzono oddech kontrolowany. Nie stwierdzono cech martwicy mięśnia sercowego. Włączono wlew z amiodaronu. W 3. dobie po reanimacji ponownie wystąpił epizod VF nieprzerwany przez ICD. Arytmie przerwano za pomocą defibrylacji zewnętrznej.

W dniu 06.05.2003 r. wykonano kontrolne badanie elektrofizjologiczne, mające na celu ocenę skuteczności defibrylacji z impulsem o odwróconej polaryzacji o energii 30 J, która okazała się nieskuteczna pomimo prawidłowych parametrów sterowania i stymulacji. Rejestrowano następujące parametry: potencjał fali R 6,4 mV, próg stymulacji komory 0,7 V/0,5 ms, opór stymulacji 570 Ω, potencjał fali P 1,3 mV, próg stymulacji przedsionka 1,1 V/0,5 ms oraz opór stymulacji 400 Ω. Ponieważ u pacjenta już implantowano elektrodę o dwóch obwodach defibrylujących, a w defibrylatorze Tachos DR nie można zastosować impulsu defibrylującego

BIOTRONIK Follow-up Assistant^{FAST} I-KTB.0.A

Date/Time : 02.06.2003 12:15
 Patient : Iucinos um
 ICD : SN: 78013016
 Therapy : Ven

Date	Time	Energy	Charge	Inped.	REMARK
34.	02.06.2003 11:58:28	---	---	---	Aborted Ven.
33.	02.06.2003 11:58:13	30 J	7.6 s	46 Ω	Ven. Shock
32.	02.06.2003 11:57:59	30 J	7.6 s	45 Ω	Ven. Shock
31.	02.06.2003 11:57:45	30 J	7.8 s	44 Ω	Ven. Shock
30.	02.06.2003 11:57:32	22 J	6.5 s	43 Ω	Ven. Shock
29.	02.06.2003 11:57:26	8 J	2.3 s	46 Ω	Manual Shock
28.	30.05.2003 17:22:22	22 J	6.7 s	46 Ω	Ven. Shock
27.	30.05.2003 00:55:10	30 J	7.9 s	41 Ω	Ven. Shock
26.	30.05.2003 00:54:56	30 J	7.8 s	43 Ω	Ven. Shock
25.	30.05.2003 00:54:43	30 J	7.8 s	43 Ω	Ven. Shock
24.	30.05.2003 00:54:32	22 J	6.2 s	42 Ω	Ven. Shock
23.	30.05.2003 00:54:25	4 J	1.0 s	41 Ω	Ven. Shock
22.	30.05.2003 00:28:39	30 J	7.6 s	44 Ω	Ven. Shock
21.	30.05.2003 00:27:54	30 J	7.8 s	43 Ω	Ven. Shock
20.	30.05.2003 00:27:40	30 J	7.8 s	42 Ω	Ven. Shock
19.	30.05.2003 00:27:26	30 J	7.9 s	42 Ω	Ven. Shock
18.	30.05.2003 00:27:17	30 J	2.2 s	44 Ω	Ven. Shock
17.	30.05.2003 00:27:11	---	---	---	Aborted Shock
16.	30.05.2003 00:26:55	22 J	7.1 s	40 Ω	Ven. Shock
15.	30.05.2003 00:26:50	8 J	0.3 s	42 Ω	Ven. Shock
14.	30.05.2003 00:26:41	---	---	---	Aborted Ven.
13.	30.05.2003 00:26:32	8 J	2.5 s	44 Ω	Manual Shock
12.	27.05.2003 19:46:48	4 J	1.2 s	42 Ω	Ven. Shock
11.	27.01.2003 16:34:51	4 J	1.2 s	50 Ω	Ven. Shock
10.	17.01.2003 17:38:17	15 J	0.6 s	46 Ω	Ven. Shock
9.	17.01.2003 17:38:03	---	---	---	Aborted Ven.
8.	27.12.2002 05:44:29	15 J	5.0 s	45 Ω	Ven. Shock
7.	10.12.2002 09:42:38	18 J	5.6 s	47 Ω	Ven. Shock
6.	10.12.2002 09:40:56	18 J	5.9 s	47 Ω	Ven. Shock
5.	10.12.2002 09:35:13	15 J	4.2 s	48 Ω	Manual Shock
4.	10.12.2002 09:35:02	13 J	3.4 s	48 Ω	Ven. Shock
3.	10.12.2002 09:34:54	8 J	2.3 s	49 Ω	Ven. Shock
2.	10.12.2002 09:14:17	8 J	1.8 s	49 Ω	Ven. Shock
1.	10.12.2002 09:09:57	15 J	4.7 s	49 Ω	Ven. Shock

Total number of charge cycles: 44

Rycina 3. Lista epizodów arytmii zapisana w pamięci holterowskiej ICD pacjenta I.R. Zaznaczono kilkakrotnie, nieskuteczne defibrylacje impulsem o energii 30 J

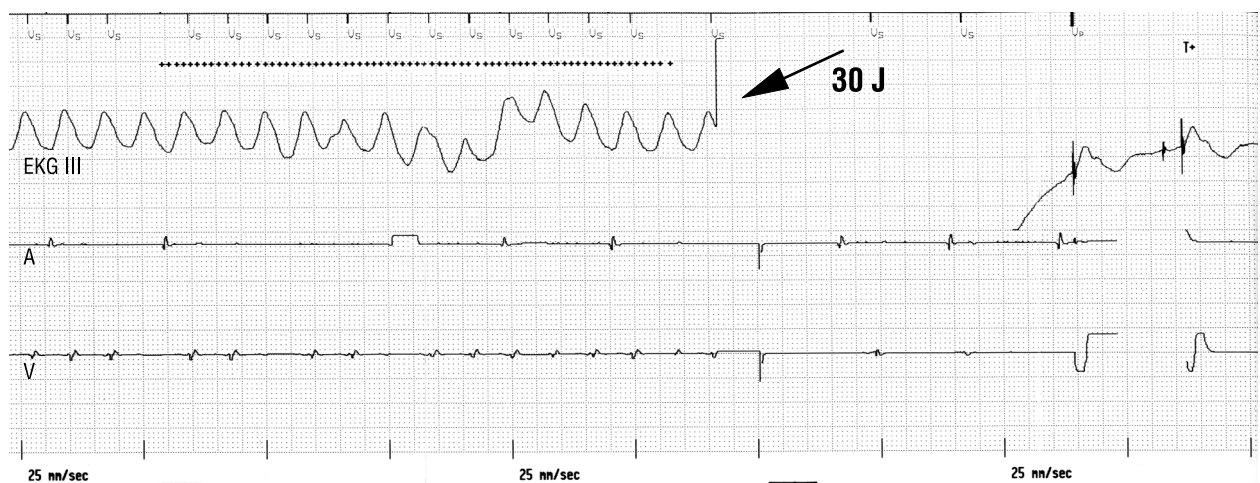
Figure 3. The list of episodes from ICD holter memory in patient I.R. Consecutive unsuccessful defibrillations with shock energy of 30 J

o skróconej drugiej fazie, jedynym możliwym rozwiązaniem była implantacja elektrody podskórnej lub ICD o większej energii impulsu. Zdecydowano się zastosować rozwiązanie tańsze, polegające na implantacji elektrody podskórnej.

Zabieg przeprowadzono 9 czerwca 2003 r., implantując choremu elektrodę CPI Endotak SQ Array Model 0049. Nie obserwowano powikłań po zabiegu. W dniu 16.06.2003 r. przeprowadzono kontrolne badanie elektrofizjologiczne, podczas którego dwukrotnie indukowano VF. W obu przypadkach arytmia została prawidłowo rozpoznana i przerwana przez ICD impulsem o energii 30 J (ryc. 4). W okresie obserwacji trwającym 6 miesięcy od momentu przeprowadzenia zabiegu u chorego nie nastąpił nawrót arytmii.

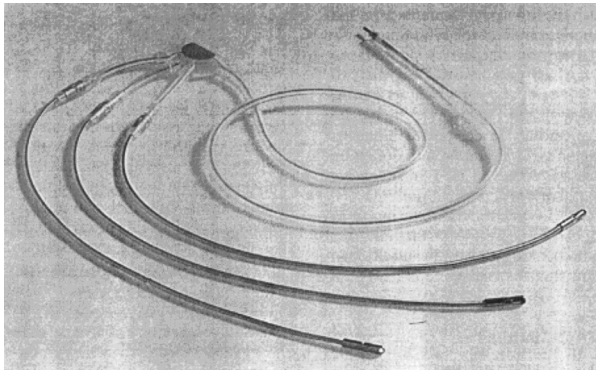
Opis elektrody CPI Endotak SQ Array Model 0049 (ryc. 5)

Elektroda podskórna składa się z 3 identycznych pierścieni defibrylujących o długości 25 cm i średnicy 6 F każdy, połączonych ze sobą proksymalnymi końcami i podłączanych do ICD poprzez przewód elektryczny zakończony konektorem o średnicy 3,2 mm. Całkowita długość układu wynosi 70 cm. Układ poprzez konektor podłącza się do gniazda HV2 (wyjście anodalne) w ICD. W przypadku stosowania dwupierścieniowej elektrody enokawitarnej układ Endotak można podłączać przez konektor typu Y do gniazda HV2 wraz z pierścieniem proksymalnym elektrody enokawitarnej.



Rycina 4. Zapis z programatora TMS 1000 Biotronik. Test ICD u chorego I.R. Indukowane migotanie komór przerwane impulsem defibrylującym o energii 30 J. A — zapis wewnątrzsercowy z kanału przedsionkowego; V — zapis wewnątrzsercowy z kanału komorowego

Figure 4. The printout from TMS 1000 Biotronik ICD programmer. ICD test in patient I.R. Ventricular fibrillation terminated using ICD shock with energy of 30 J. A — intracardiac signal — atrium; V — intracardiac signal — ventricle



Rycina 5. Elektroda CPI Endotak SQ Array Model 0049

Figure 5. The subcutaneous electrode CPI Endotak SQ Array Model 0049

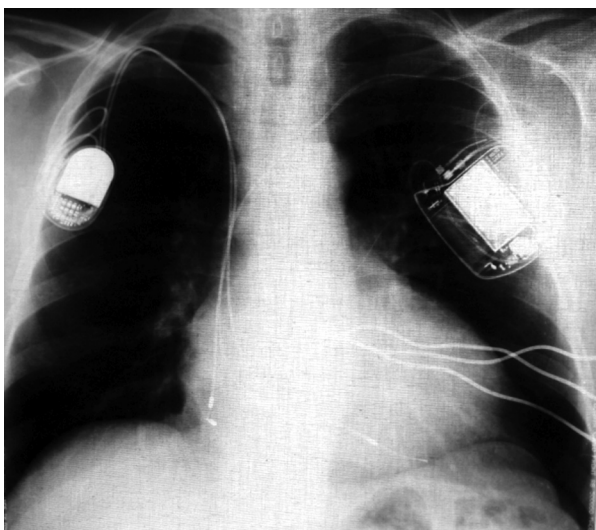
Opis zabiegu implantacji elektrody CPI Endotak SQ Array Model 0049

Zabiegi u obu chorych przeprowadzono w ten sam sposób. W znieczuleniu ogólnym wykonano cięcie długości ok. 5 cm wzdłuż linii przymostkowej lewej na wysokości przyczepu V żebra. Następnie za pomocą specjalnego tunelizatora (stanowiącego komplet z elektrodą) wykonano 3 tunele w tkance podskórnej przebiegające równolegle w rzucie IV, V i VI przestrzeni międzyżebrowej po stronie lewej. W tunelach pozostawiono koszulki o średnicy 7 F identyczne ze stosowanymi przy implantacji układów przezżylnych. Poprzez koszulki wprowadzano

kolejno pierścienie defibrylujące elektrody podskórnej. Następnie koszulkę usuwano, rozrywając ją wzdłuż osi długiej. Element łączący pierścienie ułożono w tkance podskórnej przy lewej krawędzi mostka i podszyto do powięzi. Następnie w tkance podskórnej wytworzono tunel pozwalający doprowadzić końcówkę elektrody podskórnej do łoża ICD znajdującej się w lewej okolicy podobojczykowej. Po wyłonieniu ICD z cięcia w bliźnie z zabiegu implantacji u chorego R.P. elektrodę podłączono do wolnego gniazda HV2. U pacjenta I.R. odłączono od gniazda HV2 pierścień proksymalny elektrody endokawitarnej, zabezpieczono konektor kapturkiem i podszyto w łożu, a w to miejsce podłączono elektrodę podskórną. Rany operacyjne zamknięto w sposób typowy (ryc. 6 i 7).

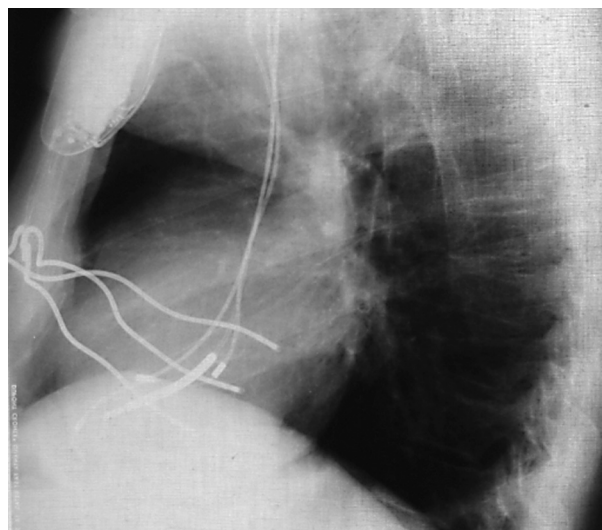
Podsumowanie

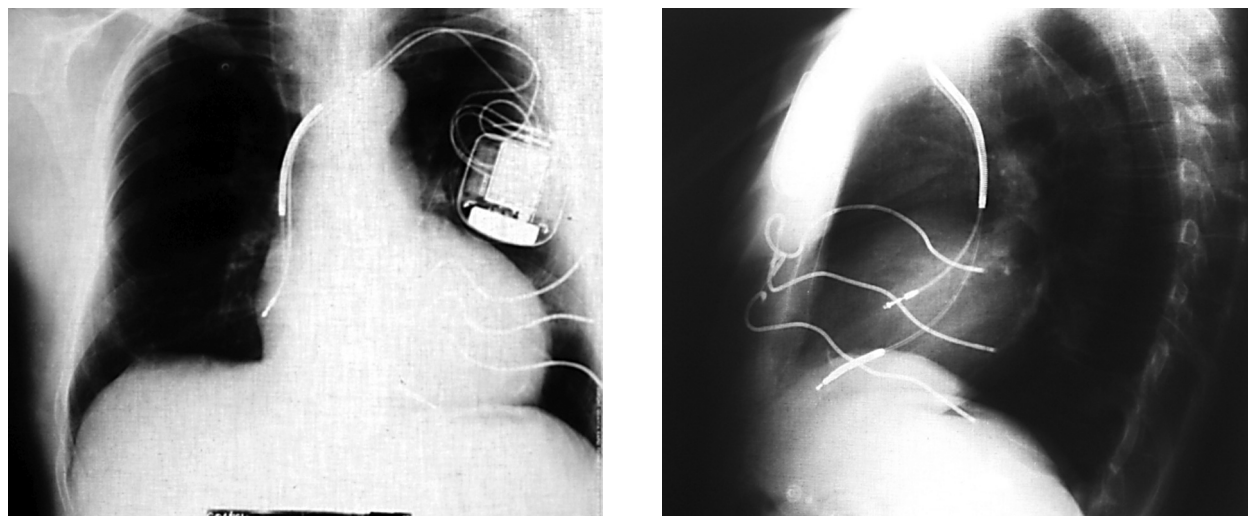
Z przedstawionej pracy wynika, że zastosowanie podskórnej elektrody w celu obniżenia progu defibrylacji jest zabiegiem bezpiecznym i skutecznym. Jest to opinia zgodna z opinią autorów stosujących zarówno elektrody typu *patch*, jak i systemy podobne do użytego w II Klinice Chorób Serca Akademii Medycznej w Gdańsku. Ponadto obniżenie progu defibrylacji migotania komór w przedstawiony sposób pozwala na uniknięcie potrzeby wymiany defibrylatora na model o większej energii impulsu defibrylującego, co jest rozwiązaniem zdecydowanie droższym.



Rycina 6. Rentgenogram klatki piersiowej chorego R.P. po implantacji elektrody CPI Endotak SQ Array

Figure 6. The chest radiograph illustrating location of Endotak SQ Array in patient R.P.





Rycina 7. Rentgenogram klatki piersiowej chorego I.R. po implantacji elektrody CPI Endotak SQ Array

Figure 7. The chest radiograph illustrating location of Endotak SQ Array in patient I.R.

Streszczenie

Pomimo coraz doskonalszych systemów elektrod stosowanych w implantowanych kardiowerterach-defibrylatorach (ICD) oraz wprowadzenia aktywnej obudowy ICD (active can), jak też stosowania dwufazowego impulsu defibrylującego istnieje grupa pacjentów, u których impuls defibrylujący o maksymalnej energii dla danego modelu ICD nie przerywa migotania komór bądź próg defibrilacji (DFT) jest na tyle wysoki, że zakładany margines bezpieczeństwa pomiędzy DFT a maksymalną możliwą energią impulsu jest zbyt wąski. Rozwiązaniem w takiej sytuacji może być implantacja dodatkowej elektrody podskórnej pozwalającej na obniżenie DFT.

Celem pracy było przedstawienie dwóch przypadków pacjentów, którym z powodu wysokiego progu defibrilacji migotania komór implantowano dodatkową elektrodę podskórną CPI Endotak SQ Array. Postępowanie takie pozwoliło na obniżenie progu defibrilacji i na uniknięcie potrzeby wymiany defibrylatora na model o większej energii impulsu, co byłoby rozwiązaniem zdecydowanie droższym.

Przedstawiona praca wskazuje, że zastosowanie podskórnej elektrody w celu obniżenia progu defibrilacji jest zabiegiem bezpiecznym i skutecznym. (Folia Cardiol. 2004; 11: 463–470)

implantowany kardiowerter-defibrylator, próg defibrilacji

Piśmiennictwo

1. Gold M.R., Olsovsky M.R., Pelini M.A., Peters R.W., Shorofsky S.R. Comparison of single- and dual-coil active pectoral defibrillation. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1998; 31: 1391–1394.
2. Lubiński A. Badania nad sposobami obniżania progu defibrilacji migotania komór i czynnikami klinicznymi wpływającymi na skuteczność defibrilacji u pacjentów z implantowanym kardiowerterem-defibrylatorem serca. Praca habilitacyjna. *Annales Academiae Medicae Gedanensis* 2002; XXXII (supl.).
3. Kavanagh K.M., Tang A.S., Rollins D.L., Smith W.M., Ideker R.E. Comparison of the internal defibrillation threshold for monophasic and double and single capacitor biphasic waveforms. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1989; 14: 1343–1349.
4. Saksena S., Scott S.E., Accorti P.R., Boveja B.K., Abel D., Callaghan F.J. Efficacy and safety of monophasic and biphasic waveform shock using braided endocardial defibrillation lead system. *Am. Heart J.* 1990; 120: 1342–1347.

5. Shorofsky S.R., Gold M.R. Effects of waveform and polarity on defibrillation threshold in humans using a transvenous lead system. *Am. J. Cardiol.* 1996; 78: 313–316.
6. Schauerte P., Stellbrink C., Schoendube F.A. i wsp. Polarity reversal improves defibrillation efficacy in patients undergoing transvenous cardioverter defibrillator implantation with biphasic shock. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1997; 20: 301–306.
7. Kuhlkamp V., Khalighi K., Dornberger V., Ziemer G. Single-incision and single-element array electrode to lower the defibrillation threshold. *Ann. Thorac. Surg.* 1997; 64: 1177–1179.
8. Higgins S.L., Alexander D.C., Kuypers C.J., Brewster S.A. The subcutaneous array: a new lead adjunct for the transvenous ICD to lower defibrillation threshold. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1995; 18: 1540–1548.
9. Kuhlkamp V., Dornberger V., Khalighi K., Mewis C., Suchalla R., Ziemer G. Effect of a single element subcutaneous array electrode added to a transvenous electrode configuration on the defibrillation field and the defibrillation threshold. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1998; 21: 2596–2605.
10. Gradaus R., Block M., Seidl K. i wsp. Defibrillation efficacy comparing a subcutaneous array electrode versus an active can implantable cardioverter defibrillator and a subcutaneous array electrode in addition to an active can implantable cardioverter defibrillator. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2001; 12: 921–927.