

Wpływ zakłóceń elektromagnetycznych na funkcje wszczepialnych urządzeń kontrolujących rytm serca

Effect of electromagnetic interferences on implantable cardiac devices

Adam Sokal, Oskar Kowalski, Radosław Lenarczyk, Patrycja Pruszkowska-Skrzep,
Janusz Prokopczuk i Zbigniew Kalarus

I Katedra i Oddział Kliniczny Kardiologii Śląskiej Akademii Medycznej,
Śląskie Centrum Chorób Serca w Zabrze

Abstract

Simultaneously with the development of medical technology, the number of implanted rhythm controlling devices gradually rises. Additionally, increasing complication level of implanted devices together with growing number of potential sources of electromagnetic fields creates problem of potential interferences every time more important. Among different reactions of implanted device on interfering electromagnetic signal the most common are: inhibition of single stimulus or generation of additional stimulus, complete inhibition of stimulation, switch to emergency stimulation and increase or change of stimulation frequency. Possible sources of interferences can be divided into in- and out-hospital and occupational. First group comprise magnetic nuclear resonance (NMR), diathermy devices and radiotherapy. In out-hospital environment the most frequent interferences are mobile phones and electronic surveillance devices. This review present level of knowledge about possible interferences and their clinical consequences. (Folia Cardiol. 2005; 12: 261–272)

**implantable devices, pacemakers, implantable cardioverters defibrillators,
electromagnetic interferences**

Wstęp

Większość wytwórców aktualnie dostępnych kardiostymulatorów i wszczepialnych kardiowert-rów-defibrylatorów (ICD, *implantable cardioverter defibrillator*) w fazie projektowej dąży do zminimalizowania ryzyka związanego z wpływem zewnętrznych pól elektromagnetycznych na czynność im-

plantowanych urządzeń. Jednakże sama ich natura nie pozwala na zupełne wyeliminowanie zakłóceń powstałych w wyniku oddziaływania zewnętrznych pól elektromagnetycznych, poprzez odpowiednie ekranowanie czy też wykorzystanie zabezpieczeń filtrujących. Urządzenia te muszą posiadać możliwość detekcji powstających wewnątrz serca impulsów elektromagnetycznych i modulacji własnej czynności zgodnie z aktualnym zapotrzebowaniem organizmu. Jednocześnie elektroda przewodząca sygnały z generatora i do niego stanowi idealną antenę odbierającą sygnały elektromagnetyczne z otoczenia. Obecnie stosowane generatory urządzeń wszczepialnych nie stwarzają ryzyka interakcji zarówno z polem elektrycznym, jak i magnetycznym w zakresie natężeń spotykanych w codziennym

Adres do korespondencji: Dr biol., lek. med. Adam Sokal
I Katedra i Oddział Kliniczny Kardiologii Śl. AM
Śląskie Centrum Chorób Serca
ul. Szpitalna 2, 41–800 Zabrze
tel. (0 32) 271 34 14, faks (0 32) 271 76 92
e-mail: karzab@infomed.slam.katowice.pl
Nadesłano: 22.09.2004 r. Przyjęto do druku: 17.01.2005 r.

życiu (włączając typową ekspozycję zawodową) lub środowisku szpitalnym. Jedynie natężenia promieniowania elektromagnetycznego stosowanego w radioterapii mogą, poprzez interakcję z warstwami metalicznymi, uszkadzać układy elektroniczne generatora. Mało prawdopodobne jest również prze-programowanie wszczepionego urządzenia poprzez przypadkowy impuls ze źródeł promieniowania elektromagnetycznego, gdyż na algorytmy wykonywania tego typu procedur, poza sygnałem modulującym, składają się sygnały autoryzacji i potwierdzenia, uniemożliwiające w praktyce przypadkowe prze-programowanie.

Typy odpowiedzi stymulatora na działanie zakłócających pól elektromagnetycznych

Zewnętrzne pola elektromagnetyczne mogą jednak oddziaływać na układ stymulujący, wytwarzając impulsy o częstotliwości 5–100 Hz, zbliżone do zjawisk fizjologicznych [1]. Efekt tego typu interferencji jest trudny do przewidzenia i zależy od charakteru sygnału (źródło i jego lokalizacja w stosunku do układu stymulującego), czasu trwania, typu i nastawień generatora oraz indywidualnych cech chorego. Ustawienie układu sterującego na tryb dwubiegunowy znacznie zmniejsza ryzyko ewentualnych zakłóceń. Reakcje układu stymulującego na działanie zewnętrznych pól elektromagnetycznych mogą przyjmować następującą postać [2]:

- wyhamowanie pojedynczego pobudzenia;
- zupełne wyhamowanie stymulacji (generator interpretuje sygnał zakłócający jako prawidłową czynność serca), prowadzące do znacznego zwolnienia lub zatrzymania czynności serca;
- przejście do trybu stymulacji awaryjnej (*noise reversion mode*), w którym generator przestaje być sterowany sygnałami zewnętrznymi i kontynuuje stymulację według nastawionych fabrycznie parametrów, najczęściej w trybie VOO;
- zwiększenie częstości rytmu;
- nieprawidłowa częstość rytmu.

„Wypadnięcie” pojedynczego pobudzenia, poza uczuciem dyskomfortu i ewentualnego lęku ze strony chorego, nie wiąże się z istotnymi konsekwencjami klinicznymi. Potencjalnie znacznie poważniejsze jest trwałe zahamowanie stymulacji, szczególnie u chorych zależnych od stymulatora. W zależności od czasu trwania zahamowanie może być przyczyną zasłabnięcia, omdlenia lub nawet zgonu. W implantowanych współcześnie kardiostymulatorach istnieją specjalne algorytmy zapobiegające przedłużającej się inhibicji. Jednocześnie niewielu chorych ze

wszczepionym rozrusznikiem jest całkowicie zależnych od stymulatora. Z tego powodu nie opisano dotąd żadnego zgonu pacjenta ze stymulatorem, którego przyczyną byłaby długotrwała interferencja stymulatora z zewnętrznym polem elektromagnetycznym, prowadząca do całkowitego zahamowania stymulacji. Chorzy z ICD, wymagający trwałej stymulacji z powodu bradykardii, są potencjalnie bardziej wrażliwi na tego typu zakłócenia. Automatyczne obniżanie progu czułości (nawet do 0,2–0,3 mV), którego celem jest detekcja epizodów niskonapięciowego migotania komór, może prowadzić do zwiększenia wpływu zewnątrzsercowych pól elektromagnetycznych na układ sterowania defibrylatora [3, 4].

Współczesne stymulatory są wyposażone w tryb stymulacji wyzwalanej zakłóceniami (*noise reversion mode*) [5]. W większości algorytmów tryb ten jest aktywowany w przypadku detekcji pobudzenia bezpośrednio po okresie bezwzględnej refrakcji (*ventricular blanking, atrial blanking*) i skutkuje włączeniem asynchronicznej stymulacji niekiedy poprzedzonej jedno- lub dwukrotnym wydłużeniem czasu refrakcji bezwzględnej [6]. Asynchroniczna stymulacja, mimo iż zabezpiecza chorego przed skutkami przedłużającego się zahamowania, może prowadzić do uczucia niemiarowej pracy serca. Potencjalnie istnieje też możliwość wywołania tachyarytmii komorowej, jeśli bodziec stymulatora trafi na okres nadwrażliwości tuż po szczycie załamka T. W badaniach Seeda i wsp. [7] wykazano, że w grupie osób ze zwiększonym ryzykiem tachyarytmii komorowych stymulacja asynchroniczna prowadziła do powstania monomorficznego częstoskurczu komorowego (VT, *ventricular tachycardia*) u 5% (13 na 268) badanych. W większości dostępnych współcześnie ICD włączenie trybu stymulacji wyzwalanej zakłóceniami ma charakter opcjonalny i może być aktywowane w trakcie programowania. Dodatkowo, ze względu na konieczność detekcji tachyarytmii, okres wrażliwy na zakłócenia jest stosunkowo krótki i wynosi 40 ms. Dlatego, jak już wspomniano, zahamowanie stymulacji przez sygnał zakłócający może wiązać się z potencjalnie poważniejszymi następstwami.

Drugim typem odpowiedzi stymulatora na działanie zakłócających pól elektromagnetycznych jest wyzwalanie nieadekwatnych pobudzeń. U chorych ze stymulatorami sterowanymi z przedsionka (DDD, VDD) czułość elektrody przedsionkowej jest z reguły wyższa niż komorowej, dlatego też bodziec zewnętrzny może pobudzić kanał przedsionkowy, prowadząc w efekcie do przedwczesnej stymulacji komory. Podobnie jak w przypadku zahamowania, w większości sytuacji pojedyncze pobudzenie, poza dyskomfortem odczuwanym przez pacjenta, nie

wiąże się z poważnymi konsekwencjami klinicznymi. Istnieje oczywiście potencjalna możliwość wyzwolenia w mechanizmie R na T tachyarytmii komorowej, ale wobec niezbędnego dla takiego efektu współlistnienia niezależnych czynników, takich jak podatność na przetrwałe komorowe zaburzenia rytmu i odpowiednia synchronizacja impulsu zakłócającego z własnym rytmem, jest ona bardzo mało prawdopodobna. Znacznie poważniejsza z klinicznego punktu widzenia jest przetrwała, sterowana sygnałem zakłócającym tachyarytmia. Górny pułap częstości rytmu jest wprawdzie ograniczony przez nastawienia stymulatora, ale utrzymująca się asynchroniczna tachykardia może objawiać się jako kołatanie serca, a u podatnych pacjentów może prowadzić do objawów niestabilności hemodynamicznej (dusznosc, spadek ciśnienia) lub dławicy. Inną możliwością generowania tachykardii przez sygnał zakłócający może być interferencja z mechanizmem dostosowania częstości rytmu stymulatora do fizjologicznych zapotrzebowań organizmu w stymulatorach typu DDDR i VVIR. W rozrusznikach sterowanych długością odstępu QT zakłócenia w obrębie okresu detekcji QT mogą prowadzić do przyspieszenia czynności serca. Podobnie w stymulatorach wykorzystujących wielkość wentylacji minutowej do sterowania częstością rytmu zewnętrzny bodziec elektromagnetyczny może spowodować przyspieszenie częstości rytmu [9, 10]. Potencjalnie najbardziej niebezpieczna dla chorego jest szybka stymulacja przez nadprogowe sygnały generowane bezpośrednio w elektrodzie przez silne pole elektromagnetyczne o odpowiedniej częstotliwości. W badaniach przeprowadzonych na zwierzętach wykazano, że pole o częstotliwości 64 MHz i mocy wymaganej do wykonania skanu magnetycznego rezonansu jądrowego może wytwarzać szybką stymulację o częstości 5–1000 Hz, zdolną do indukcji migotania komór [11]. Tego typu stymulację o częstości ok. 100/min obserwowano u chorego z rozrusznikiem VVI poddanego badaniu magnetycznego rezonansu jądrowego [12].

Źródła sygnałów mogących zakłócać pracę wszczepialnych urządzeń kontrolujących rytm serca

Z praktycznego punktu widzenia istotna jest znajomość źródeł impulsów elektromagnetycznych mogących zakłócać pracę kardiostymulatorów oraz ICD. Ważna jest również znajomość najczęściej spotykanych aberracji w działaniu urządzeń wszczepialnych, wywołanych przez konkretne źródło. Z reguły klasyfikuje się je na podstawie danych w środo-

wisku stwarzającym ryzyko ekspozycji. Źródła impulsów elektromagnetycznych interferujących z urządzeniami wszczepialnymi można podzielić na:

- wewnątrzszpitalne;
- środowiskowe lub wewnątrzszpitalne;
- zawodowe.

W środowisku wewnątrzszpitalnym możliwość zakłóceń pracy stymulatorów i ICD istnieje w trakcie badania MRI, diatermii i elektrokoagulacji, radioterapii, ablacji prądem RF, defibrylacji i kardiowersji, a także zewnątrzustrojowej litotrypsji (ESWL, *extracorporeal shock wave lithotripsy*) oraz przezskórnej elektrycznej stymulacji nerwów (TENS, *transcutaneous electrical nerve stimulation*). W przypadku ekspozycji środowiskowej praktyczne znaczenie mają jedynie telefony komórkowe i bramki zabezpieczające (antykradzieżowe) w sklepach, bibliotekach itp. miejscach (EAS, *electronic article surveillance*). Inne przyrządy elektryczne, takie jak: golarzki [13], kosiarki elektryczne, bojłery [14], a nawet zabawki [15, 16], mogą być źródłem interferencji, jeżeli stosowane urządzenie jest wadliwe lub uszkodzone. Niekiedy uszkodzenie układu stymulującego przyczynia się do zwiększenia wrażliwości na działanie impulsów elektromagnetycznych wytwarzanych przez urządzenia elektryczne codziennego użytku. Opisano przypadek chorego, u którego występowały nieadekwatne wyładowania ICD przy stosowaniu elektrycznej golarzki. Wykazano, że przyczyną tego zjawiska było uszkodzenie izolacji pierścienia komorowego [13]. W środowisku zawodowym potencjalne niebezpieczeństwo istnieje w sytuacji, gdy pacjent pracuje w bezpośredniej bliskości stacji transformatorowych, linii wysokiego napięcia [17], pieców indukcyjnych wysokonapięciowych urządzeń spawających lub odgazowujących [18]. Stosowanie typowych narzędzi, działających w zakresie napięć ogólnodostępnej sieci elektrycznej, w tym urządzeń spawających działających w zakresie natężeń 100–150 A, nie stwarza niebezpieczeństwa interferencji ze stymulatorem lub ICD [18]. Bezpośredni wpływ pola wytwarzanego przez linie wysokiego napięcia na czynność stymulatorów i ICD jest w praktyce mało prawdopodobny. Natężenie pola generowanego w odległości 40 m od 400 kV linii wysokiego napięcia wynosi 1 kV/m. Aby zaistniała możliwość interferencji, powinno ono wynosić więcej niż 5 kV/m [18]. W incydentalnych przypadkach bezpośredniego kontaktu z niez izolowanym przewodem elektrycznym, w warunkach umożliwiających przepływ prądu przez ciało chorego (mokry grunt lub mokra podłoga, np. w łazience), może dojść do nieadekwatnej reakcji wszczepionego urządzenia [19].

Najczęstsze źródła interferencji elektromagnetycznych w środowisku szpitalnym

Magnetyczny rezonans jądrowy

Zgodnie z aktualnymi poglądami obecność wszczepionego kardiostymulatora lub ICD stanowi całkowite przeciwwskazanie do przeprowadzenia badania magnetycznego rezonansu jądrowego (NMR, *nuclear magnetic resonance*). Tego typu postępowanie podyktowane jest opisami zgonów, do których doszło po przeprowadzeniu badania u chorych z wszczepionym kardiostymulatorem. Na stronie internetowej FDA (*Food and Drug Administration*) znajdują się informacje o dwóch przypadkach zgonów osób z wszczepionym kardiostymulatorem, które nastąpiły po badaniu NMR. Na uwagę zasługuje fakt, że ostatni miał miejsce w grudniu 1992 r. Bezwzględne przeciwwskazanie do przeprowadzania badań NMR u pacjentów z implantowanym stymulatorem lub ICD pozbawia relatywnie dużą grupę chorych możliwości przeprowadzenia tego badania diagnostycznego. Zdaniem autorów japońskich u 17% z 1567 pacjentów z implantowanym stymulatorem serca istniały wskazania do wykonania badania NMR [20]. Ze względu na mniejszą dostępność omawianego badania w Polsce odsetek ten jest na pewno mniejszy, ale można się spodziewać, że z czasem będzie wzrastał.

W trakcie badania NMR wszczepione urządzenie poddawane jest działaniu stałego pola magnetycznego, gradientowego pola magnetycznego i promieniowania elektromagnetycznego o częstotliwości radiowej. Elektrody w urządzeniach wszczepialnych są wykonane ze stopu niklu, kobaltu, chromu i molibdeny (MP35N), który nie będąc ferromagnetykiem, nie oddziałuje ze stałym polem magnetycznym. Zbudowana ze stali puszka stymulatora w stałym polu magnetycznym będzie podlegać sile magnetycznej równoległej do linii sił pola. Siła ta może spowodować przesunięcie puszki oraz wprowadzić ją w ruch drgający, co wywołuje u pacjenta uczucie dyskomfortu w loży stymulatora, ale nie wiąże się z poważnymi następstwami. W przypadku stymulatorów wartość siły pola magnetycznego wynosi 0,05–3,60 N i jest niższa od siły ciężkości. W przypadku ICD, będących urządzeniami o większych rozmiarach, uzyskane wartości były nieco wyższe i wynosiły 1,03–5,85 N [21].

Pole magnetyczne wytwarzane w tomografach NMR może również aktywować kontaktron (*reed switch*), który standardowo pozwala na wyzwolenie stymulacji asynchronicznej pod wpływem pola magnetycznego. Istnieje również potencjalna możliwość trwałego uszkodzenia kontaktronu prowadzącego do

jego permanentnej aktywacji lub dezaktywacji. W badaniach Luechingera i wsp. [22] wykazano, że zachowanie kontaktronu zależy od orientacji i natężenia pola elektromagnetycznego. Aktywacja przełącznika kontaktronu występowała przy natężeniu równoległej składowej pola magnetycznego równym $1 \pm 0,2$ mT. Przełącznik pozostawał zamknięty przy natężeniach pola o wartości mniejszej niż 50 mT. Przy natężeniach przekraczających 200 mT w 50% badanych orientacji kontaktronu w polu magnetycznym dochodziło do jego otwarcia i wyłączenia trybu stymulacji asynchronicznej. Kontaktrony wbudowane do stymulatorów zachowywały się podobnie jak wyizolowane urządzenia. Zatem w polu magnetycznym wytwarzanym w czasie badania NMR, które wynosi 0,5; 1,0 i 1,5 T, nie można przewidzieć, czy stymulator pozostanie w trybie stymulacji asynchronicznej (przełącznik kontaktronu zamknięty), czy będzie odpowiadał na sygnały sterujące (przełącznik otwarty) [22].

Pulsujące z częstotliwością radiową zmienne gradientowe pole magnetyczne, oddziałując z elektrodą stymulatora, która w tej sytuacji przyjmuje funkcję anteny, może wytwarzać napięcie w elektrodzie, zdolne do bezpośredniej stymulacji lub interferujące z układem sterującym. Przypadek tego typu stymulacji u chorego z dwujamowym stymulatorem przełączonym w tryb OOO opisali Fontaine i wsp. [25].

Promieniowanie elektromagnetyczne o częstotliwości radiowej niezbędne do stworzenia obrazu NMR może, oddziałując z obwodami stymulatora lub ICD, prowadzić do szybkiej stymulacji. Sygnały zakłócające generowane przez promieniowanie elektromagnetyczne w kanale przedsiónkowym, oddziałując z układem sterującym, będą wywoływać stymulację komórek z maksymalną zaprogramowaną częstością. W przypadku ICD takie zakłócenie może być przez urządzenie błędnie interpretowane jako migotanie komórek lub tachykardia, co może prowadzić do niewłaściwej reakcji. Bezpośrednia interferencja promieniowania RF z elementami elektronicznymi stymulatora może powodować niekontrolowaną stymulację o częstotliwości zsynchronizowanej z częstotliwością promieniowania elektromagnetycznego. W badaniach przeprowadzonych na psach obserwowano przypadki wywołanej w tym mechanizmie stymulacji z częstotliwością 300/min [23, 24].

Energia promieniowania radiowego o częstotliwości radiowej wytwarzana w tomografach NMR jest wystarczająca do podgrzania elementów układu stymulującego w stopniu mogącym prowadzić do destrukcji otaczającej tkanki. W badaniach *in vitro*, oceniających zdolność promieniowania RF wykorzystywanego w badaniach NMR do rozgrzewania elek-

trod stymulatorów, obserwowano niezależny od typu elektrody wzrost temperatury o około 20°C [27, 36]. Istnieje więc ryzyko, że zwiększenie temperatury elektrody może być czynnikiem wystarczającym, by doprowadzić do martwicy przylegającej do niej tkanki, a w konsekwencji do istotnego wzrostu progu stymulacji. Wprawdzie w przeprowadzonych dotychczas badaniach nie dostrzeżono takiego efektu bezpośrednio po badaniu NMR, ale spowodowane podwyższeniem temperatury minimalne uszkodzenie tkanki może zaowocować aktywacją włóknienia wokół końcówki elektrody z powolnym zwiększeniem progu stymulacji prowadzącym w efekcie do zupełnego bloku wyjścia (*exit block*) [37].

Mimo ryzyka podejmuje się próby optymalizacji techniki i oceny bezpieczeństwa badania NMR u chorych z implantowanym kardiostymulatorem. W analizie przeprowadzonej przez Gimbela i wsp. [26], obejmującej 5 pacjentów poddanych badaniu NMR, tylko w jednym przypadku, u zależnego od stymulacji chorego ze stymulatorem pracującym w czasie badania w trybie DOO wystąpiła 2-sekundowa przerwa. Martin i wsp. [27] poddali badaniu NMR w 1,5 T tomografii 55 osób, nie stwierdzając u żadnej z nich istotnych lub trwałych konsekwencji w pracy układu stymulującego. Podobne wyniki uzyskała grupa Sommera i wsp. [28], która oceniała bezpieczeństwo badania 0,5 T tomografem NMR u 44 chorych z implantowanym kardiostymulatorem. U żadnego z nich nie wystąpiła istotna dysfunkcja kardiostymulatora ani nie odnotowano żadnych poważnych konsekwencji zdrowotnych. Wyniki cytowanych prac oraz opisy pojedynczych przypadków i doniesienia dotyczące małych grup badanych, u których bezpiecznie przeprowadzono badanie NMR [29–35], stwarzają nadzieję na weryfikację wcześniejszego poglądu, traktującego wszczepiony kardiostymulator jako całkowite przeciwskazanie do wykonania NMR. Jednak w przypadku omawianej grupy wskazania do przeprowadzenia tego badania należy rozważyć niezwykle starannie. Trzeba pamiętać, aby u pacjentów, którzy nie są zależni od stymulatora, był on wyłączony na czas badania, zaś u chorych, którzy są zależni od stymulatora — przeprowadzany w tryb stymulacji asynchronicznej (XOO).

Diatermia elektryczna

Diatermia elektryczna to leczenie prądem zmiennym o wysokiej częstotliwości i napięciu, który w zależności od zastosowanych parametrów rozgrzewa lub zwęglą, niszcząc miejscowo tkankę. Rozróżniamy diatermię krótkofalową i diatermię chirurgiczną. Pierwsza, będąca jedną z technik rehabilitacyjnych, jest całkowicie przeciwskazana

u chorych z kardiostymulatorami lub ICD. Terminem diatermii chirurgicznej, nazywanej również elektrokoagulacją, określa się szereg technik chirurgicznych wykorzystujących wysoką temperaturę do lokalnego niszczenia tkanek. Zaletą technik elektrochirurgicznych jest dobra kontrola hemostazy, dlatego w wielu rodzajach zabiegów są one nie do zastąpienia. Techniki diatermii chirurgicznej dzieli się na jedno- i dwubiegunowe. Techniki dwubiegunowe wykorzystuje się do lokalnej kontroli hemostazy. W ich przypadku prąd płynie pomiędzy ramionami pęsety, koagulując znajdującą się między nimi tkankę. Ponieważ przepływ prądu jest zlokalizowany i w praktyce w żadnym przypadku nie przebiega poprzez okolice ciała, w których znajduje się układ stymulujący, więc niebezpieczeństwo jego uszkodzenia lub istotnej interferencji z jego czynnością w praktyce nie istnieje [38]. W przypadku diatermii jednobiegunowej, czyli popularnego noża elektrycznego, ciało chorego jest przewodnikiem dla prądu, dlatego układ stymulujący jest narażony na oddziaływanie przepływającego prądu. W trakcie zabiegów z użyciem noża elektrycznego przepływający prąd o wysokiej częstotliwości poprzez interakcję z układem sterującym stymulatora lub kardiowertera może doprowadzić do wyzwolenia nieadekwatnej stymulacji, zmiany trybu stymulacji (*mode switch*), włączenia systemu tłumienia zakłóceń (*noise reversion*) lub fałszywej detekcji tachyarytmii [39]. W związku z tym stosowanie noża elektrycznego u pacjentów z włączonym implantowanym ICD obarczone jest ryzykiem sprowokowania wylądowania kardiowertera. W stymulatorach z opcją adaptacji rytmu, sterowanych wentylacją minutową, może ponadto dojść do przyspieszenia częstotliwości stymulacji do górnego limitu [40].

Najpoważniejszą konsekwencją stosowania jednobiegunowej elektrokoagulacji jest przypadkowe przeprogramowanie, zresetowanie lub całkowite uszkodzenie wszczepionego urządzenia, co u zależnego od stymulatora chorego może mieć negatywne skutki. W starszych typach stymulatorów do zresetowania dochodziło w ok. 21% przypadków zabiegów z użyciem noża elektrycznego. Nowsze stymulatory, nieco mniej wrażliwe, mogą zostać zresetowane w ok. 7% przypadków, przy czym prawdopodobieństwo zajścia tego zjawiska jest tym większe, im bliżej układu stymulującego znajduje się nóż elektryczny [41, 42]. W sytuacji pracy nożem elektrycznym w bezpośrednim sąsiedztwie stymulatora opisywano przykłady trwałego uszkodzenia urządzenia, które może przybrać formę przetrwalej szybkiej stymulacji (*runway syndrom*) [43] lub trwałego braku skutecznej stymulacji [44, 45].

Techniki elektrochirurgiczne są aktualnie na tyle rozpowszechnione, że ich stosowanie u chorych z implantowanym stymulatorem jest nie do uniknięcia. Każdy zabieg powinien być przeprowadzany w szpitalu, najlepiej w asyście lekarza zajmującego się kontrolą i implantacją stymulatorów. Jeżeli zabiegowi wymagającemu stosowania elektrochirurgii poddawana jest osoba z ICD, urządzenie to powinno być przed rozpoczęciem wyłączone lub inaktywowane na czas zabiegu poprzez przyklejenie ponad kieszeń defibrylatora magnesu. Jeśli pacjent nie jest zależny od stymulatora, zalecane jest jego wyłączenie przed zabiegiem. W przypadku chorych, którzy są zależni od stymulatora, aby zapobiec wywołanemu przez nóż elektryczny zahamowaniu funkcji stymulatora, sugeruje się niekiedy umieszczenie na czas zabiegu magnesu ponad łożą stymulatora w celu przeprowadzenia go w tryb stymulacji asynchronicznej. Sposób ten uważa się jednak za kontrowersyjny [46]. Zasady opieki nad osobą z implantowanym stymulatorem, która ma zostać poddana zabiegowi z wykorzystaniem technik elektrochirurgicznych, zostały przedstawione przez Hayes i Strathmore podsumowane w tabeli 1.

Radioterapia

Pierwsze, stosunkowo prymitywne stymulatory wytwarzane w latach 70. były odporne na pro-

mieniowanie przenikliwe stosowane w radioterapii. Nowoczesne stymulatory i ICD, zbudowane z elementów elektronicznych opartych na półprzewodnikach wykorzystujących tlenki metali, są znacznie bardziej wrażliwe na działanie promieniowania jonizującego [47]. Efekty wpływu promieniowania jonizującego na czynność urządzeń wszczepialnych mogą przybierać postać nieistotnych odchyień od prawidłowej czynności (inhibicja lub wyzwalanie pojedynczych pobudzeń, drobne zmiany w charakterystyce impulsu lub wielkości zaprogramowanych parametrów) lub poważnych, potencjalnie groźnych dla chorego zaburzeń. Nieistotna z klinicznego punktu widzenia dysfunkcja urządzenia wszczepialnego może wystąpić już przy względnie małych, (sięgających 2 Gy) dawkach promieniowania jonizującego [48]. Istotne zaburzenia w pracy stymulatorów odnotowano przy dawkach 15–36 Gy [49–51]. Należy jednak pamiętać, że powyższe wielkości dawek uzyskano w badaniach, w których dawkę sumaryczną osiągnęto poprzez naświetlanie stymulatora *in vitro* krótkimi pulsami promieniowania o stosunkowo dużej gęstości dawki. Lepiej odpowiadający rzeczywistości klinicznej system naświetlania, w którym pojedyncza dawka nie przekraczała 3 Gy, pozwolił na uzyskanie łącznej dawki 60 Gy bez dysfunkcji badanych stymulatorów [52]. Wrażliwość urządzeń wszczepialnych na dzia-

Tabela 1. Zasady przeprowadzania zabiegu chirurgicznego z wykorzystaniem elektrokoagulacji u chorych z implantowanym kardiostymulatorem lub kardiowerterem-defibrylatorem (wg [1])

Table 1. Principles of surgical procedures with usage of electrocoagulation in patients with implanted pacemaker or ICD (based on reference [1])

Czynności, które należy wykonać przed zabiegiem:

- identyfikacja stymulatora i określenie trybu stymulacji po zresetowaniu (*reset mode*)
- kontrola parametrów stymulacji: progi, stan baterii, opór elektrody
- dezaktywacja zbędnych funkcji (*rate response, vario* itp.)
- wydrukowanie pełnej informacji o stanie stymulatora

Zasady, których należy przestrzegać w czasie zabiegu:

- umieszczenie biernej elektrody tak daleko od stymulatora jak to możliwe
- ciągłe monitorowanie chorego za pomocą pulsoksymetru (zapis EKG może być nieczytelny z powodu zakłóceń)
- zabezpieczenie łatwego dostępu do programatora
- jeżeli to możliwe, zastosowanie koagulacji dwubiegunowej
- nieużywanie noża elektrycznego blisko stymulatora
- stosowanie krótkich koagulacji w krótkich aplikacjach
- jeśli stymulacja po zresetowaniu powoduje niestabilność hemodynamiczną, reprogramowanie stymulatora tak szybko jak to możliwe
- rozważenie włączenia na czas zabiegu trybu VVT

Czynności, które należy wykonać po zabiegu:

- ponowne dokładne sprawdzenie stymulatora
- jeżeli to niezbędne, przeprogramowanie

lanie promieniowania jonizującego zwiększała się wraz ze wzrostem grubości warstwy półprzewodników metalowo-nadtlenkowych (CMOS, *complementary metal-oxide semiconductor*) [53]. Co ciekawe, w tej samej pracy wykazano, że większość ICD reagowała na napromieniowanie łączną dawką zbliżoną do 50 Gy istotnym wydłużeniem czasu detekcji i ładowania.

Stosowane w radioterapii akceleratory liniowe ze względu na wytwarzane pole elektryczne mogą być źródłem interferencji niezależnych od wielkości dawki promieniowania. Ich wpływ na czynność stymulatorów może być różnorodny i nieprzewidywalny: od kompletnego zahamowania funkcji stymulatora, po zupełny brak jakiegokolwiek reakcji [54, 55]. Przeważnie zakłócenia w pracy urządzeń wszczepialnych pojawiają się w trakcie uruchamiania i wyłączania akceleratora [56]. Zalecenia przedstawiające zasady radioterapii u chorych ze stymulatorem lub ICD ujęto w tabeli 2.

Inne szpitalne źródła interferencji elektromagnetycznych

Poza dokładniej omówionymi powyżej szpitalnymi źródłami interferencji elektromagnetycznych istnieją również inne procedury lub urządzenia, które mogą w szczególnych sytuacjach powodować sporadycznie podobne efekty. Należy do nich: litotrypsja ultradźwiękowa, zewnętrzna kardiowersja i defibrylacja oraz ablacja prądem RF. Występujące w trakcie tych procedur ewentualne zaburzenia funkcji urządzeń wszczepialnych mają charakter incydentalny i nie wiążą się z potencjalnymi konsekwencjami dla chorego. Ponadto w trakcie procedur, takich jak ablacja prądem RF lub kardiowersja wykonujący je personel jest z reguły bardzo dobrze przygotowany do przeciwdziałania ewentualnym niekorzystnym dla pacjenta zaburzeniom w funkcji stymulatora lub ICD.

Pozaszpitalne źródła interferencji elektromagnetycznych

Telefony komórkowe

Mimo masowego stosowania telefonów komórkowych do tej pory pojawiło się tylko jedno doniesienie o uszkodzeniu stymulatora wywołanym przez ich używanie [57]. Wpływowi telefonów komórkowych na pracę urządzeń wszczepialnych poświęcono wiele badań [58–65]. Znaczna rozbieżność wyników wiąże się faktem, że istnieją różnorodne systemy telefonii komórkowej różniące się zarówno częstotliwością pracy, jak i sposobem kodowania informacji. Moc promieniowania elektromagnetycznego wytwarzanego przez telefony zależy od odległości od stacji bazowej i liczby aktywnych telefonów w sieci i może zmieniać się w trakcie rozmowy. Różnorodność systemów telefonii komórkowej oraz zależność mocy sygnału od stanu sieci i odległości od stacji bazowej powodują, że wyniki wielu badań różnią się znacznie między sobą. W dużym wielośrodkowym badaniu, do którego zakwalifikowano 980 chorych z implantowanym kardiostymulatorem, częstość różnych, lecz z reguły nieistotnych incydentów wynosiła 20%, w tym 7,2% klinicznie istotnych (odczuwanych przez pacjentów). Po wyeliminowaniu z analizy jednego modelu telefonu zmniejszyła się ona do odpowiednio 13,1% i 2,8%. Wynik ten uzyskano jednak w warunkach nietypowej ekspozycji, w której telefon przykładano bezpośrednio do łoża stymulatora. Liczba incydentów, szczególnie tych odczuwanych przez pacjentów, jeśli telefon znajdował się przy uchu, była bardzo mała. Zwiększała się istotnie w przypadku stymulatorów dwujamowych (55,8%) w porównaniu z jednojamowymi (28,9%). Ponadto w nowoczesnych stymulatorach wyposażonych w filtr systemu sterowania dochodziło do znikomej liczby incydentów: 0,4–0,8% w porównaniu z 28,9% i 55,8%

Tabela 2. Zasady prowadzenia bezpiecznej radioterapii u chorego ze stymulatorem (wg [47])

Table 2. Rules of safe radiotherapy in patients with pacemaker (based on reference [47])

Stan pacjenta i stymulatora powinien ocenić wykwalifikowany personel przed każdą sesją radioterapii i po niej
Radioterapia betatronem jest ściśle przeciwwskazana u chorych ze stymulatorem lub ICD
Stymulator lub ICD powinny znajdować się poza skolimowaną wiązką promieniowania jonizującego
Pacjenta należy uważnie obserwować i monitorować w trakcie ekspozycji, aby w porę dostrzec ewentualną dysfunkcję urządzenia
Dawka, którą otrzymał stymulator w trakcie całego leczenia, powinna być oszacowana i odnotowana w dokumentacji chorego. Nie powinna ona przekraczać 2 Gy
Jeżeli nie jest możliwe utrzymanie sumarycznej bezpiecznej dawki w podanej powyżej wielkości, można rozważyć usunięcie stymulatora na czas naświetlań lub jego reimplantację w inne miejsce

w starszych typach [61]. W innym badaniu, w którym oceniono wpływ różnego typu telefonów komórkowych na pracę stymulatorów z filtrowanym układem sterowania w grupie 100 chorych z wszczepionym stymulatorem, nie stwierdzono żadnego incydentu, niezależnie od położenia telefonu względem stymulatora [60].

Zagadnieniu interferencji telefonów komórkowych z czynnością ICD poświęcono w ostatnim okresie również wiele publikacji. Podobnie jak w przypadku stymulatorów prace z połowy lat 90. sugerują możliwość zaistnienia istotnych klinicznie interferencji, z nieadekwatną interwencją wyłącznie [65]. W nowszych pracach, w których oceniano kardiowertery III generacji, nie wykazano istotnych zakłóceń czynności badanych ICD.

Mimo znacznej redukcji incydentów zakłóceń pracy kardiostymulatorów i ICD spowodowanej zastosowaniem filtrów układu sterowania i nowych konstrukcji tych ostatnich niebezpieczeństwo, że któryś z nowo wprowadzonych systemów łączności bezprzewodowej może być przyczyną istotnych klinicznie interferencji, wymaga ostrożnego podchodzenia do wszelkich nowości w tej dziedzinie i przeprowadzania regularnych badań testujących nowe technologie pod względem ich kompatybilności z urządzeniami wszczepialnymi. Ponieważ we wszystkich przeprowadzonych badaniach wystąpienie istotnych incydentów wiązało się z przyłożeniem telefonu bezpośrednio do łoża stymulatora, należy zalecać chorym trzymanie i używanie telefonów komórkowych w odległości większej niż 10 cm od stymulatora.

Systemy zabezpieczenia antykradzieżowego

Elektroniczne systemy antykradzieżowe stanowią aktualnie stałe wyposażenie wielkich domów towarowych i mniejszych sklepów samoobsługowych. Zasada działania takiego urządzenia opiera się na wymianie sygnałów elektromagnetycznych pomiędzy przymocowanym do towaru czujnikiem a elektroniczną bramką znajdującą się przy wyjściu ze sklepu. Bramka ta jest więc źródłem stosunkowo silnego pola elektromagnetycznego o modulowanej częstotliwości, którego działaniu poddawani są klienci wychodzący ze sklepu. Istnieją doniesienia o nieadekwatnych interwencjach ICD pod wpływem elektronicznych systemów antywłamaniowych [66–68]. Systematyczne badania ewentualnych interferencji pomiędzy urządzeniami wszczepialnymi a bramkami systemów antykradzieżowych pozwoliły na ocenę rzeczywistej skali potencjalnego zagrożenia dla chorego. Przegląd dostępnej literatu-

ry pozwala na stwierdzenie, że oddziaływania pomiędzy wszczepionymi kardiostymulatorami a systemami zapobiegającymi kradzieżom są przyczyną stosunkowo częstych zaburzeń w pracy kardiostymulatorów, rzadko jednak klinicznie istotnych. W badaniu przeprowadzonym przez Mugica i wsp., do którego włączono łącznie 204 pacjentów, zaburzenia w pracy kardiostymulatora obserwowano u 17% badanych, przy czym ponad 2-krotnie częściej do zaburzeń dochodziło w przypadku systemu typu „akustomagnetycznego” niż systemu „audiomagnetycznego”. Stwierdzone zaburzenia były najczęściej związane z upośledzeniem sensingu. Kilkakrotnie odnotowano pauzy spowodowane wypadnięciem pojedynczych pobudzeń. Zaburzenia występowały jedynie w momencie bezpośredniego kontaktu chorego z polem magnetycznym bramki [71]. Podobne wyniki uzyskano w mniejszych badaniach *in vitro* [72] i *in vivo* [73]. W żadnym przypadku nie doszło do przeprogramowania stymulatora lub innych trwałych następstw. Mimo wstępnych kazuistycznych doniesień analiza wpływu systemów antykradzieżowych na czynność ICD również nie wykazała istotnych klinicznie odchyień od prawidłowej funkcji tych urządzeń. W badaniu SPICED-TEAS 25 ochotników z ICD i 50 ze stymulatorami zostało poddanych działaniu pola magnetycznego wytwarzanego przez 6 różnych systemów antykradzieżowych. Upośledzenie czynności stymulatora polegające na stymulacji asynchronicznej, tachykardii wywołanej zakłóceniami w kanale przedsionkowym, wypadnięciu jednego lub kilku pobudzeń odnotowano w 48/50 przypadkach systemów „akustomagnetycznych” i 2/50 przypadkach systemów „audiomagnetycznych”. Objawy kliniczne zgłaszane przez poddanych badaniu chorych ograniczały się do uczucia słabości lub szybkiego bicia serca. Ustępowały bezpośrednio po opuszczeniu przez pacjentów bramki systemu. Nie odnotowano zaburzeń w funkcji ICD [70]. Dokonana przez Groha i wsp. [69] ocena funkcji ICD u 169 chorych poddanych działaniu pola wytwarzanego przez 3 typowe systemy antykradzieżowe wykazała brak jakichkolwiek interferencji w trakcie przechodzenia przez bramkę. U 7 spośród 169 pacjentów zatrzymanych w bramce wystąpiły interferencje mogące zaowocować nieadekwatną interwencją. Zatem systemy zapobiegające kradzieżom nie stwarzają istotnego zagrożenia dla osoby ze stymulatorem lub ICD, jeśli zachowuje się on w sposób typowy i przechodzi przez bramkę. Chory musi być jednak poinstruowany, aby zachował ostrożność i nie zatrzymywał się w obrębie bramki lub w jej sąsiedztwie.

Inne pozaszpitalne źródła interferencji elektromagnetycznych

Poza potencjalnie możliwą ekspozycją zawodową inne środowiskowe źródła ewentualnych interferencji elektromagnetycznych, w tym urządzenia gospodarstwa domowego, wykrywacze metali i urządzenia ogrodnicze, nie stwarzają zagrożenia związanego z zaburzeniem czynności urządzeń wszczepialnych. Opisane dotychczas kazuistyczne

przypadki takich interakcji wynikały z wadliwego działania stymulatora lub ICD czy urządzenia będącego źródłem zakłócenia. Należy jednak pamiętać, że szybki rozwój technologii wiąże się z pojawianiem się na rynku coraz to nowszych urządzeń mogących być przyczyną różnorodnych interakcji ze stymulatorami lub ICD i chory powinien być poinformowany o konieczności zachowania szczególnej ostrożności przy korzystaniu z urządzeń dotychczas nieznanymi.

Streszczenie

Wraz z rozwojem techniki medycznej co roku rośnie liczba wszczepialnych urządzeń kontrolujących rytm serca. Zwiększa się również stopień komplikacji implantowanych urządzeń, co w połączeniu z pojawianiem się w codziennym życiu oraz środowisku zawodowym i szpitalnym coraz to nowych emiterów zakłóceń elektromagnetycznych sprawia, że problem ewentualnych interferencji między tymi urządzeniami a środowiskiem zewnętrznym jest coraz bardziej istotny. Do najczęstszych reakcji urządzenia wszczepialnego na zewnętrzne zakłócenia elektromagnetyczne należą: wyhamowanie lub wytworzenie pojedynczego pobudzenia, całkowite zahamowanie stymulacji, przejście do trybu stymulacji awaryjnej oraz zwiększenie częstości rytmu lub nieprawidłowa częstość rytmu. Możliwe źródła zakłóceń elektromagnetycznych można podzielić na: wewnątrzszpitalne, środowiskowe i zawodowe. W pierwszej grupie do najczęściej spotykanych urządzeń medycznych emitujących zakłócenia elektromagnetyczne należą: magnetyczny rezonans jądrowy oraz urządzenia do diatermii i radioterapii. W środowisku zewnątrzszpitalnym najczęściej spotykanymi źródłami interferencji elektromagnetycznych są telefony komórkowe oraz systemy zabezpieczenia przed kradzieżą. W niniejszej pracy omówiono aktualny stan wiedzy na temat możliwych interferencji oraz ich konsekwencji klinicznych. (Folia Cardiol. 2005; 12: 261–272)

urządzenia wszczepialne , rozruszniki, defibrylatory kardiowertery, zakłócenia elektromagnetyczne

Piśmiennictwo

1. Hayes D.L., Strathmore N.F. Electromagnetic interference with implantable devices. W: Ellenbogen K.A., Kay G.N., Wilkoff B.L. red. Clinical cardiac pacing and defibrillation. Wyd. II. W.B. Saunders Company, Philadelphia 2000; 939–952.
2. Piński S.L., Trohman R.G. Interference in implanted cardiac devices. Cz. I. Pacing Clin. Electrophysiol. 2002; 25: 1367–1381.
3. Jones G.K., Brady G.H. Considerations for ventricular fibrillation detection by implantable cardioverter defibrillators. Am. Heart J. 1994; 127 (4 cz. 2): 1107–1110.
4. Brumwell D.A., Kroll K., Lehman M.H. The amplifier: Sensing the depolarization. W: Kroll M.W., Lehman M.H. red. Implantable cardioverter-defibrillator therapy: engineering-clinical interface. Norwell, Massachusetts, Kluwer Academic Publishers 1966; 275–302.
5. Strathmore N.F. Interference in cardiac pacemakers. W: Ellenbogen K.A., Kay G.N., Wilkoff B.L. red. Clinical cardiac pacing. W.B. Saunders, Philadelphia 1995; 770–779.
6. Barold S.S. Timing cycles and operative characteristics of pacemakers. W: Ellenbogen K.A., Kay G.N., Wilkoff B.L. red. Clinical cardiac pacing. W.B. Saunders, Philadelphia 1995; 567–638.
7. Bilitch M., Cosby R.S., Cafferky E.A. Ventricular fibrillation and competitive pacing. N. Engl. J. Med. 1967; 276: 598–604.
8. Saeed M., Link M., Mahapatra S. i wsp. Analysis of intracardiac electrograms showing monomorphic

- ventricular tachycardia in patients with implantable cardioverter-defibrillators. *Am. J. Cardiol.* 2000; 85: 580–587.
9. Chew E.W., Troughear R.H., Kuchar D.L., Thorburn C.W. Inappropriate rate change in minute ventilation rate responsive pacemakers due to interference by cardiac monitors. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1997; 20 (2 cz. 1): 276–282.
 10. Southorn P.A., Kamath G.S., Vasdev G.M., Hayes D.L. Monitoring equipment induced tachycardia in patients with minute ventilation rate-responsive pacemakers. *Br. J. Anaesth.* 2000; 84: 508–509.
 11. McIvor M.E., Reddinger J., Floden E., Sheppard R.C. Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggering by Electronic Article Surveillance Devices (SPICED TEAS) *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1998; 21: 1847–1861.
 12. Fontaine J.M., Mohamed F.B., Gottlieb C., Callans D.J., Marchlinski F.E. Rapid ventricular pacing in a pacemaker patient undergoing magnetic resonance imaging. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1998; 21: 1336–1339.
 13. Seifert T., Block M., Borggreffe M., Breithardt G. Erroneous discharge of an implantable cardioverter defibrillator caused by an electric razor. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1995; 18: 1592–1594.
 14. Manolis A.G., Katsivas A.G., Vassilopoulos C.V., Louvros N.E. Implantable cardioverter defibrillator—an unusual case of inappropriate discharge during showering. *J. Interv. Card. Electrophysiol.* 2000; 4: 265–268.
 15. Man K.C., Davidson T., Langberg J.J., Morady F., Kalbfleisch S.J. Interference from a hand held radio-frequency remote control causing discharge of an implantable defibrillator. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1993; 16: 1756–1758.
 16. Kolb C., Zrenner B., Schmitt C. Incidence of electromagnetic interference in implantable cardioverter defibrillators. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2001; 24 (4 cz. 1): 465–468.
 17. Marco D., Eisinger G., Hayes D.L. Testing of work environments for electromagnetic interference. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1992; 15 (11 cz. 19.2): 2016–2022.
 18. Butrous G.S., Bexton R.S., Barton D.G., Male J.C., Camm A.J. Interference with the pacemakers of two workers at electricity substations. *Br. J. Ind. Med.* 1983; 40: 462–465.
 19. Mehdirad A., Love C., Nelson S., Schaal S., Collins J., Huffman K. Alternating current electrocution detection and termination by an implantable cardioverter defibrillator. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1997; 20: 1885–1886.
 20. Sakakibara Y., Mitsui T. Concerns about sources of electromagnetic interference in patients with pacemakers. *Jpn. Heart J.* 1999; 40: 737–743.
 21. Luechinger R., Duru F., Scheidegger M.B., Boesiger P., Candinas R. Force and torque effects of a 1.5-Tesla MRI scanner on cardiac pacemakers and ICDs. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2001; 24: 199–205.
 22. Luechinger R., Duru F., Zeijlemaker V.A., Scheidegger M.B., Boesiger P., Candinas R. Pacemaker reed switch behavior in 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla magnetic resonance imaging units: are reed switches always closed in strong magnetic fields? *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2002; 25: 1419–1423.
 23. Holmes D.R. Jr, Hayes D.L., Gray J.E., Merideth J. The effects of magnetic resonance imaging on implantable pulse generators. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1986; 9: 360–370.
 24. Hayes D.L., Holmes D.R. Jr, Gray J.E. Effect of 1.5 tesla nuclear magnetic resonance imaging scanner on implanted permanent pacemakers. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1987; 10: 782–786.
 25. Fontaine J.M., Mohamed F.B., Gottlieb C., Callans D.J., Marchlinski F.E. Rapid ventricular pacing in a pacemaker patient undergoing magnetic resonance imaging. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1998; 21: 1336–1339.
 26. Gimbel J.R., Johnson D., Levine P.A., Wilkoff B.L. Safe performance of magnetic resonance imaging on five patients with permanent cardiac pacemakers. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1996; 19: 913–919.
 27. Martin E.T., Coman J.A., Shellock F.G., Pulling C.C., Fair R., Jenkins K. Magnetic resonance imaging and cardiac pacemaker safety at 1.5-Tesla. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2004; 43: 1315–1324.
 28. Sommer T., Vahlhaus C., Lauck G. i wsp. MR imaging and cardiac pacemakers: in-vitro evaluation and *in-vivo* studies in 51 patients at 0.5 T. *Radiology* 2000; 215: 869–879.
 29. Iberer F., Justich E., Stenzel W. i wsp. Nuclear magnetic resonance imaging of a patient with implanted transvenous pacemaker. *Herzschrittmacher* 1987; 7: 196–199.
 30. Alagona P., Toole J., Maniscalco B. i wsp. Nuclear magnetic resonance imaging in a patient with a DDD pacemaker (letter). *Pace* 1989; 12: 619.
 31. Inbar S., Larson J., Burt T. i wsp. Nuclear magnetic resonance imaging in a patient with a pacemaker. *Am. J. Med. Sci.* 1993; 305: 174–175.
 32. Achenbach S., Moshage W., Kuhn I., Schibgilla V., Bachmann K. Fallvorstellung: Kernspintomographie bei einem Patienten mit Zweikammer-Schrittmachersystem. *Z. Kardiol.* 1995; 84 (supl.): 119.
 33. Garcia-Bolao I., Albaladejo V., Benito A., Alegria E., Zubieta J.L. Magnetic resonance imaging in a patient

- with a dual-chamber pacemaker. *Acta Cardiol.* 1998; 53: 33–35.
34. Vahlhaus C., Sommer T., Lewalter T. i wsp. Interference with cardiac pacemakers by magnetic resonance imaging: are there irreversible changes at 0.5 Tesla? *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2001; 24 (4 cz. 1): 489–495.
 35. Pennell D.J. Cardiac magnetic resonance with a pacemaker in situ: can it be done. *J. Cardiovasc. Mag. Res.* 1999; 1: 72 (streszczenie).
 36. Achenbach S., Moshage W., Diem B., Bieberle T., Schibgilla V., Bachmann K. Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes. *Am. Heart J.* 1997; 134: 467–473.
 37. Gimbel J.R., Kanal E. Can patients with implantable pacemakers safely undergo magnetic resonance imaging? *J. Am. Coll. Cardiol.* 2004; 43: 1325–1327.
 38. Batra Y.K., Bali I.M. Effect of coagulating and cutting current on a demand pacemaker during transurethral resection of the prostate. A case report. *Can. Anaesth. Soc. J.* 1978; 25: 65–66.
 39. Casavant D., Haffajee C., Stevens S., Pacetti P. Aborted implantable cardioverter defibrillator shock during facial electrosurgery. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1998; 21: 1325–1326.
 40. Wong D.T., Middleton W. Electrocautery-induced tachycardia in a rate-responsive pacemaker. *Anesthesiology* 2001; 94: 710–711.
 41. Lamas G.A., Antman E.M., Gold J.P., Braunwald N.S., Collins J.J. Pacemaker backup-mode reversion and injury during cardiac surgery. *Ann. Thorac. Surg.* 1986; 41: 155–157.
 42. Roman-Gonzalez J., Hyberger L.K., Hayes D.L. Is electrocautery still a clinical significant problem with contemporary technology? *PACE* 2001; 24: 709.
 43. Heller L.I. Surgical electrocautery and the runaway pacemaker syndrome. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1990; 13: 1084–1085.
 44. Peters R.W., Gold M.R. Reversible prolonged pacemaker failure due to electrocautery. *J. Interv. Card. Electrophysiol.* 1998; 2: 343–344.
 45. Necessian O.A., Wu H., Nazarian D., Mahmud F. Intraoperative pacemaker dysfunction caused by the use of electrocautery during a total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty* 1998; 13: 599–602.
 46. Atlee J.L., Bernstein A.D. Cardiac rhythm management devices (part I): indications, device selection, and function. *Anesthesiology* 2001; 95: 1265–1280.
 47. Last A. Radiotherapy in patients with cardiac pacemakers. *Br. J. Radiol.* 1998; 71: 4–10.
 48. Marbach J.R., Sontag M.R., Van Dyk J., Wolbarst A.B. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: report of AAPM Task Group No. 34. American Association of Physicists in Medicine. *Med. Phys.* 1994; 21: 85–90.
 49. Katzenberg C.A., Marcus F.I., Heusinkveld R.S., Mammana R.B. Pacemaker failure due to radiation therapy. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1982; 5: 156–159.
 50. Pourhamidi A.H. Radiation effect on implanted pacemakers. *Chest* 1983; 84: 499–500.
 51. Lewin A.A., Serago C.F., Schwade J.G., Abitbol A.A., Margolis S.C. Radiation induced failures of complementary metal oxide semiconductor containing pacemakers: a potentially lethal complication. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1984; 10: 1967–1969.
 52. Maxted K.J. The effect of therapeutic x-radiation on a sample of pacemaker generators. *Phys. Med. Biol.* 1984; 29: 1143–1146.
 53. Rodriguez F., Filimonov A., Henning A., Coughlin C., Greenberg M. Radiation-induced effects in multiprogrammable pacemakers and implantable defibrillators. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1991; 14: 2143–2153.
 54. Venselaar J.L. The effects of ionizing radiation on eight cardiac pacemakers and the influence of electromagnetic interference from two linear accelerators. *Radiother. Oncol.* 1985; 3: 81–87.
 55. Ngu S.L., O'Mealy P., Johnson N., Collins C. Pacemaker function during irradiation: *in vivo* and *in vitro* effect. *Australas. Radiol.* 1993; 37: 105–107.
 56. Salmi J., Eskola H.J., Pitkanen M.A., Malmivuo J.A. The influence of electromagnetic interference and ionizing radiation on cardiac pacemakers. *Strahlenther. Onkol.* 1990; 166: 153–156.
 57. Yesil M., Bayata S., Postaci N., Aydin C. Pacemaker inhibition and asystole in a pacemaker dependent patient. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1995; 18: 1963.
 58. Hayes D.L., Carrillo R.G., Findlay G.K., Embrey M. State of the science: pacemaker and defibrillator interference from wireless communication devices. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1996; 19: 1419–1430.
 59. Irnich W., Batz L., Muller R., Tobisch R. Electromagnetic interference of pacemakers by mobile phones. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1996; 19: 1431–1446.
 60. Hekmat K., Salemink B., Lauterbach G. i wsp. Interference by cellular phones with permanent implanted pacemakers: an update. *Europace* 2004; 6: 363–369.
 61. Hayes D.L., Wang P.J., Reynolds D.W. i wsp. Interference with cardiac pacemakers by cellular telephones. *N. Engl. J. Med.* 1997; 336: 1473–1479.
 62. Naegeli B., Osswald S., Deola M., Burkart F. Intermittent pacemaker dysfunction caused by digital mobile telephones. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1996; 27: 1471–1477.
 63. Elshershari H., Celiker A., Ozer S., Ozme S. Influence of D-net (EUROPEAN GSM-standard) cellular telephones on implanted pacemakers in children. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2002; 25: 1328–1330.
 64. Chiladakis J.A., Davlourous P., Agelopoulos G., Manolis A.S. *In-vivo* testing of digital cellular telephones in patients with implantable cardioverter-defibrillators. *Eur. Heart J.* 2001; 22: 1337–1342.

65. Bassen H.I., Moore H.J., Ruggera P.S. Cellular phone interference testing of implantable cardiac defibrillators *in vitro*. Pacing Clin. Electrophysiol. 1998; 21: 1709–1715.
66. McIvor M.E. Environmental electromagnetic interference from electronic article surveillance devices: interactions with an ICD. Pacing Clin. Electrophysiol. 1995; 18 (12 cz. 1): 2229–2230.
67. Mathew P., Lewis C., Neglia J., Krol R.B., Saksena S. Interaction between electronic article surveillance systems and implantable defibrillators: insights from a fourth generation ICD. Pacing Clin. Electrophysiol. 1997; 20: 2857–2859.
68. Santucci P.A., Haw J., Trohman R.G., Pinski S.L. Interference with an implantable defibrillator by an electronic anti-theft-surveillance device. N. Engl. J. Med. 1998; 339: 1371–1374.
69. Groh W.J., Boschee S.A., Engelstein E.D. i wsp. Interactions between electronic article surveillance systems and implantable cardioverter-defibrillators. Circulation 1999; 100: 387–392.
70. McIvor M.E., Reddinger J., Floden E., Sheppard R.C. Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggering by Electronic Article Surveillance Devices (SPICED TEAS). Pacing Clin. Electrophysiol. 1998; 21: 1847–1861.
71. Mugica J., Henry L., Podeur H. Study of interactions between permanent pacemakers and electronic anti-theft surveillance systems. Pacing Clin. Electrophysiol. 2000; 23: 333–337.
72. Lucas E.H., Johnson D., McElroy B.P. The effects of electronic article surveillance systems on permanent cardiac pacemakers: an in vitro study. Pacing Clin. Electrophysiol. 1994; 17 (11 cz. 2): 2021–2026.
73. Dodinot B., Godenir J.P., Costa A.B. Electronic article surveillance: a possible danger for pacemaker patients. Pacing Clin. Electrophysiol. 1993; 16 (1 cz. 1): 46–53.