

Strategia bezpiecznego przeprowadzania badania metodą rezonansu magnetycznego u pacjenta z wszczepionym kardiowerterem-defibrylatorem

Claas Philip Naehle¹, Torsten Sommer¹, Carsten Meyer¹, Katharina Strach¹, Jens Kreuz², Harold Litt³, Thorsten Lewalter², Hans Schild¹ i Joerg Otto Schwab²

¹Department of Radiology, University of Bonn, Germany

²Department of Cardiology, University of Bonn, Germany

³Department of Radiology, University of Pennsylvania School of Medicine, Philadelphia, USA

Przedrukowano za zgodą z: *PACE* 2006; 29: 113–116

Streszczenie

U pacjenta ze wszczepionym kardiowerterem-defibrylatorem (ICD) z powodu wskazań klinicznych przeprowadzono bezpiecznie badanie metodą rezonansu magnetycznego (MRI) urządzeniem o indukcji 1,5 T. Kardiowerter-defibrylator przeprogramowano wyłącznie do detekcji, a tomograf i protokół badania zmodyfikowano w celu zmniejszenia mocy impulsów o wysokiej częstotliwości, oddziałujących na ICD. Funkcjonowanie urządzenia sprawdzono bezpośrednio po MRI oraz po 6 tygodniach, wykonując m.in. test indukcji migotania komór. W opisanym przypadku wykazano, że w wyjątkowych okolicznościach u starannie dobranych pacjentów z ICD można wykonać MRI mózgowia z zastosowaniem szczególnych środków ostrożności. (Folia Cardiologica Excerpta 2006; 1: 442–447)

Słowa kluczowe: defibrylacja, kardiowerter-defibrylator, radiologia

Wstęp

Najnowsze badania wskazują, że u pacjentów z wszczepionymi stymulatorami serca (PM, *pacemaker*) w szczególnych okolicznościach można bezpiecznie wykonać badanie metodą rezonansu magnetycznego (MRI, *magnetic resonance imaging*) [1, 2]. Większość ekspertów [3, 4] nadal uznaje wszczepiony kardiowerter-defibrylator (ICD, *implantable cardioverter-defibrillator*) za bezwzględne przeciwskazanie do wykonania tego badania. Dotychczas

opublikowano tylko kilka opisów przypadków oraz obserwacji pojedynczej grupy pacjentów z ICD, u których bezpiecznie wykonano MRI [5–8]. Niniejsze doniesienie dotyczy badania przeprowadzonego u pacjenta z ICD, którego działanie sprawdzono po zakończeniu procedury, wykonując m.in. test indukcji migotania komór (VF, *ventricular fibrillation*), pomiar stężenia troponiny I w surowicy w celu wykrycia uszkodzenia uszkodzeń termicznych mięśnia sercowego; następnie pacjenta poddano 6-tygodniowej obserwacji w celu oceny występowania ewentualnych opóźnionych działań niepożądanych.

Adres do korespondencji: Torsten Sommer, MD
Department of Radiology, University of Bonn
Sigmund-Freud-Str. 25, 53127 Bonn, Germany
Faks: (+49) 228 287 6093; e-mail: t.sommer@uni-bonn.de
Nadesłano: 22.07.2005 r. Przyjęto do druku: 31.08.2005 r.

Opis przypadku

Do zakładu radiologii skierowano 33-letniego mężczyznę z jednojamowym ICD (Biotronik Lexos VR,

elektroda Medtronic 6943 o długości 65 cm) w celu wykonania MRI mózgowia ze względu na podejrzenie wznowy gwiżdżiaka (ryc. 1). We wcześniejszej tomografii komputerowej z podaniem kontrastu do mózgu nie wykazano jednoznacznie wykładników wznowy procesu nowotworowego. Decyzję o przeprowadzeniu MRI podjęto po konsultacjach neurochirurga, elektrofizjologa i radiologa, którzy zgodnie stwierdzili, że w tym przypadku jest to jedyna metoda badania obrazowego, a informacje uzyskane na jej podstawie będą niezbędne w planowaniu dalszego leczenia (ryc. 2). Choremu wyjaśniono wyczerpująco procedurę badania oraz wiążące się z nią możliwe istotne zagrożenia, a następnie uzyskano od niego pisemną, świadomie wyrażoną zgodę na wykonanie próby.

W celu wykrycia ewentualnych uszkodzeń termicznych mięśnia sercowego w okolicy końcówki elektrody przed MRI oraz 12 godzin po jego zakończeniu w surowicy pacjenta oznaczono stężenia troponiny I, będącej wykładnikiem takich uszkodzeń [9]. Ocenę funkcjonowania ICD wraz z testem indukcji VF wykonano 3 dni po badaniu MRI w celu sprawdzenia, czy urządzenie prawidłowo wykrywa i przerywa VF oraz aby wykluczyć jego ewentualne uszkodzenia. Ponieważ opisywano występowanie zaburzeń progu stymulacji (PCT, *pacing capture threshold*) w 4 tygodnie po MRI [6], 6 tygodni po badaniu

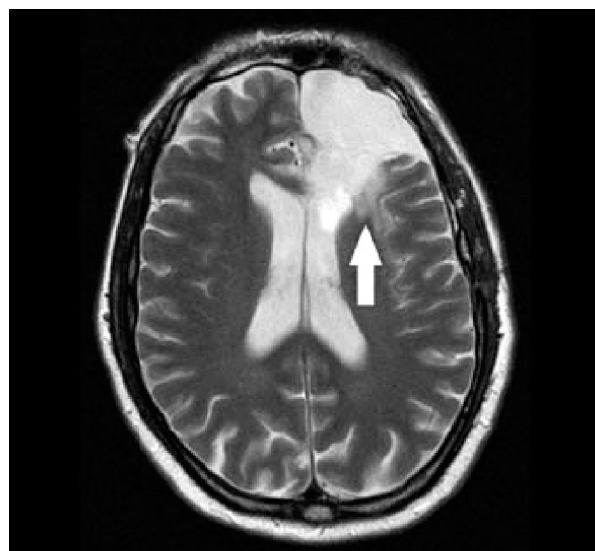
u pacjenta przeprowadzono kontrolę czynności ICD w celu oceny występowania ewentualnych odległych działań niepożądanych, na przykład rozwoju włóknienia w okolicy końcówki elektrody.

Przed wykonaniem badania MRI w stymulatorze wyłączono wszystkie opcje przerywania częstoskurczu; pozostawiono jedynie aktywną funkcję wykrywania częstoskurczu i niezmienny tryb pracy urządzenia (VVI). Przez cały czas trwania badania MRI za pomocą sprzężonego z tomografem aparatu do optycznej rejestracji EKG oraz pulsoksymetru monitorowano w sposób ciągły wysycenie krwi pacjenta tlenem oraz częstotliwość i rytm serca. Ponadto elektrofizjolog monitorował i analizował na bieżąco rytm serca, a wszystkie środki niezbędne do pełnej resuscytacji były dostępne.

Badanie MRI wykonano skanerem o indukcji 1,5 T (Gyrosan Intera, Philips, Best, Holandia; aktywne osłony, maksymalna wielkość gradientu 30 mT/m). W obrazowaniu mózgowia zastosowano głowową cewkę transmisyjno-odbiorczą. Wykonano rutynowe sekwencje obrazowania MRI mózgowia. W celu ograniczenia wzrostu temperatury w okolicy końcówki elektrody ICD moc impulsów o wysokiej częstotliwości (RF *radiofrequency*) zmniejszono do wartości odpowiadającej swoistej częstotliwości absorpcji (SAR, *specific absorption rate*)



Rycina 1. Badanie rentgenowskie klatki piersiowej pacjenta z jednojamowym kardiowerterem-defibrylatorem z podwójną cewką elektrody dostarczającą wyładowania, wszczepionym w okolicę lewego mięśnia piersiowego. Uwagę zwraca typowe położenie cewek na granicy żyły głównej górnej i prawego przedsionka (białe strzałki) oraz w prawym przedsionku (czarne strzałki)



Rycina 2. Poprzeczny przekrój mózgowia uzyskany za pomocą badania metodą rezonansu magnetycznego w sekwencji T2-zależnej, z widocznym nawrotem nowotworu (strzałka) w okolicy bocznego marginesu wcześniejszego wycięcia. Na podstawie powyższego obrazu pacjenta zakwalifikowano do skojarzonego leczenia z użyciem radio- i chemioterapii

Tabela 1. Parametry skanowania mózgowia tomografem MRI

Sekwencja	α (°)	TE/TR [ms]	Czas trwania skanu	SAR [W/kg]
Badanie przeglądowe (T1-zależne echo szybkiego pola)	20	4,6/13	28 s	0,2
T1-zależne echo spinowe (płaszczyzna poprzeczna)	90	12/279	3 min 51 s	1,2
T2-zależne szybkie echo spinowe (płaszczyzna poprzeczna)	90	115/2 827	5 min 23 s	1,2
Obrazowanie dyfuzji	90	84/3 168	31 s	0,3
FLAIR (płaszczyzna wieńcowa)	90	100/6 000	3 min 54 s	0,9
FLAIR (płaszczyzna poprzeczna)	90	110/6 000	4 min 24 s	0,8
T1-zależne echo spinowe z kontrastem (płaszczyzna poprzeczna)	90	12/279	3 min 51 s	1,2
T1-zależne echo spinowe z kontrastem (płaszczyzna wieńcowa)	90	14/289	3 min 58 s	1,1
T1-zależne echo spinowe z kontrastem (płaszczyzna strzałkowa)	90	14/262	3 min 17 s	1,1

Zastosowano głowową cewkę transmisyjno-odbiorczą; α — kąt wzbudzenia; TE (*echo time*) — czas echa; TR (*repetition time*) — czas powtórzenia; SAR (*specific absorption rate*) — swoista częstość absorpcji; FLAIR (*fluid attenuated inversion recovery*) — sekwencja powrotu inwersji z osłabieniem płynowym

1,2 W/kg [10]. Szczegółowe parametry zastosowanych sekwencji MRI przedstawiono w tabeli 1.

Badanie MRI przeprowadzono bezpiecznie; nie wystąpiły działania niepożądane w postaci uczucia gorąca lub przemieszczania się urządzenia stymulującego. W czasie próby nie odnotowano zaburzeń akcji serca. Oceniając funkcję ICD bezpośrednio po zakończeniu badania obrazowego, nie wykryto żadnego epizodu zaburzenia rytmu serca pochodzenia komorowego, a nadzór, programowanie oraz ocena telemetryczna działania ICD nie były zaburzone. Urządzenie nie zostało wyzerowane elektrycznie. Pełną ocenę czynności ICD — z pomiarem parametrów sterowania, PCT, impedancji elektrody oraz ładunku baterii — przeprowadzono bezpośrednio przed badaniem i po jego zakończeniu, a także 3 dni i 6 tygodni później. Wielkość PCT była stabilna, a inne parametry uległy jedynie niewielkim zmianom, z których każda mieściła się w granicach błędów pomiarowych (tab. 2). Trzeciego dnia po MRI wykonano także test indukcji VF w postaci wyładowania w obrębie załamka T. Urządzenie ICD prawidłowo wykryło VF i przerwało je wyładowaniem o energii 20 J, której wielkość pozostała niezmienną od momentu implantacji w 2004 r. Stężenie troponiny w surowicy przed badaniem wynosiło 0,02 ng/ml, a po jego zakończeniu — 0,00 ng/ml; nie stwierdzono żadnych uszkodzeń mięśnia sercowego w następstwie badania MRI.

Dyskusja

Możliwe interakcje działania urządzeń ICD, podobnie jak PM, z tomografami MRI polegają na powstawaniu sił translacyjnych oraz momentu obrotowego (wywołanych przez statyczne pole magnetyczne), zahamowaniu lub wyzwaniu impulsów

stymulacji w urządzeniu ICD pod wpływem zmiennych w czasie pól gradientu, nagrzewaniu się elektrod pod wpływem impulsów RF oraz na nieplanowanym przeprogramowaniu urządzenia po jego elektrycznym wyzerowaniu pod wpływem interferencji statycznych i/lub pulsacyjnych pól magnetycznych. W przeciwieństwie do PM, w przypadku ICD istnieje możliwość naśladowania wewnętrznej czynności serca przez zmienne w czasie pola gradientu, co prowadzi do fałszywej detekcji częstoskurczu pochodzenia komorowego (nadmierne wykrywanie) z możliwością generowania niewłaściwych impulsów (wyładowań) leczniczych, które mogą szkodliwie działać na miokardium.

Siły translacyjne i moment obrotowy

W badaniu fizycznym oraz w rozmowie z pacjentem nie stwierdzono obecności wykładników sugerujących działanie sił przyciągania lub działania momentu obrotowego na ICD. Luechinger i wsp. stwierdzili, że w przeciwieństwie do stymulatorów serca urządzenia ICD są narażone na działanie dużo większych sił przyciągania magnetycznego oraz momentu obrotowego w statycznym polu magnetycznym. W nowszych badaniach [11, 12] wykazano jednak, że urządzenia ICD wyprodukowane po 2002 r. nie ulegają działaniu sił translacyjnych większych od siły grawitacji lub dużemu momentowi obrotowemu ze względu na mniejsze wymiary własne oraz mniejszą zawartość materiałów ferromagnetycznych w urządzeniach nowej generacji.

Nagrzewanie

Nagrzewanie się elektrody pod wpływem działania prądu RF oraz możliwość wystąpienia uszkodzeń

Tabela 2. Parametry badań czynnościowych ICD oraz stężenia troponiny I przed badaniem MRI, bezpośrednio po nim oraz w okresie dalszej obserwacji

	W dniu wszczepienia	Bezpośrednio przed MRI	Bezpośrednio po MRI	12 godzin po MRI	3 dni po MRI	6 tygodni po MRI
Impedancja elektrody stymulującej/sterującej [Ω]	752	676	642	–	638	642
Sterowanie [mV]	12	11,2	11,3	–	11,5	10,1
Próg wychwytu stymulacji dla 0,5 ms [mV]	1,3	0,7	0,7	–	0,7	0,6
Impedancja wysokonapięciowa (wyładowania) [Ω]	69	–	–	–	60	–
Energia skutecznej defibrylacji testowej [J]	20	–	–	–	20	–
Napięcie prądu baterii [V]	6,14	6,22	6,22	–	6,22	6,22
Troponina I w surowicy [ng/ml]	–	0,02	–	0,00		

termicznych uważa się za jedne z największych zagrożeń związanych z wykonywaniem MRI u pacjentów z urządzeniami ICD lub ze wszczepionymi stymulatorami [13]. Wielkość wzrostu temperatury w okolicy końcówki elektrody zależy przede wszystkim od umiejscowienia jej pętli w polu cewki RF, wartości SAR dla zastosowanej sekwencji oraz od modelu elektrody [2]. W najgorszym przypadku wzrost temperatury elektrod PM może sięgać 23,5°C przy wielkości SAR równej 1,3 W/kg z użyciem fantomu bezprzepływowego [2]. W badaniach *in vitro* wykazano wzrost temperatury elektrod ICD o 0,2–7,2°C przy wartości SAR równej 3,54 W/kg [11]. Po wykonaniu MRI u 1 z 15 zwierząt z ICD wystąpiła czasowa niezdolność urządzenia do wychwytu sygnałów ze względu na wzrost PCT [11], choć w badaniu histopatologicznym nie stwierdzono wykładników uszkodzenia termicznego na pograniczu końcówki elektrody i wsierdza w badaniach *in vivo* [11, 14].

W celu zmniejszenia narażenia pętli elektrody ICD na działanie prądu RF w obrazowaniu mózgowia zastosowano głowową cewkę transmisyjno-odbiorczą zamiast używanej zwykle wyłącznie cewki odbiorczej oraz wzbudzania prądu RF przez cewkę dla ciała. Ponadto ograniczono wartość SAR do 1,2 W/kg. W powyższych warunkach nie zaobserwowano żadnych wykładników uszkodzenia termicznego związanego z działaniem prądu RF na pograniczu końcówki elektrody i wsierdza, czyli nie odnotowano wzrostu PCT, zaburzeń sterowania urządzenia fizjologicznym rytmem serca ani wzrostu stężenia troponiny I w surowicy.

Nadmierne sterowanie, zachowanie przekaźnika elektrycznego oraz zerowanie elektryczne

Kolejnym typem interakcji między tomografem MRI i urządzeniem ICD, obserwowanym *in vitro* [11] i *in vivo* [6, 11] jest nadmierne czułe sterowanie działania tego ostatniego pod wpływem pól gradientu magnetycznego rezonansu jądrowego, odczytywanych jako sygnały z wsierdza. Ze względu na powyższe obserwacje trzeba wyłączyć opcję wykrywania częstoskurczu komorowego w celu zmniejszenia ryzyka dostarczenia przez urządzenie ICD nieprawidłowych wyładowań leczniczych. W tym kontekście należy stwierdzić, że nie można polegać jedynie na falcie zamknięcia przekaźnika hermetycznego, co powoduje wyłączenie opcji wykonywania wyładowań leczniczych. Jak wykazano, przekaźnik hermetyczny pozostaje otwarty przez 50% czasu trwania badania mimo silnego wpływu statycznego pola magnetycznego tomografu MRI [2, 15, 16].

Inną istotną interakcją jest zerowanie elektryczne ICD powodujące jego nieplanowane przeprogramowanie do ustawień fabrycznych z włączeniem opcji wykonywania wyładowań leczniczych. W takim przypadku pacjent może być narażony na nieprawidłowe wyładowania w czasie badania MRI, nawet jeśli przed jego rozpoczęciem wyłączono opcję wyładowań leczniczych. Wprawdzie obecnie nie wiadomo, czy ICD mogą ładować kondensator w statycznym polu magnetycznym, jednak ryzyko zerowania urządzenia elektrycznego nadal stanowi zagrożenie dla pacjenta.

Prawidłowość funkcjonowania układu ICD

Trzy dni po MRI wykonano test urządzenia ICD w celu oceny oraz kontroli prawidłowości jego funkcjonowania, czyli prawidłowego sterowania akcją serca, wykrywania częstoskurczu oraz wytwarzania odpowiednich impulsów leczniczych. Wyniki testu urządzenia polegającego na wywołaniu VF wskazywały na prawidłowe wykrycie zaburzenia przez urządzenie oraz skuteczne przerwanie częstoskurczu impulsem o energii niezmięnionej od momentu wszczepienia ICD. Właściwe wykrywanie VF może wskazywać na znikome prawdopodobieństwo poważnych uszkodzeń termicznych mięśnia sercowego w okolicy końcówki elektrody lub uszkodzenia samego ICD, ponieważ amplituda VF może być nawet 50-krotnie mniejsza od amplitudy prawidłowego rytmu zatokowego [17]. Obserwacja ta może być czułym wykładnikiem prawidłowego stanu miejsca kontaktu końcówki elektrody z mięśniem sercowym.

Wnioski

Celem autorów doniesienia nie było uznanie bezpieczeństwa badań MRI u pacjentów z ICD. Jednak w opisanym przypadku wykonano bezpiecznie MRI u pacjenta z ICD bez następowych wykładników uszkodzenia mięśnia sercowego (brak zmian progu stymulacji, prawidłowe wykrywanie VF, niezmięciona amplituda sygnału załamka R, niestwierdzenie wyrzutu troponiny I) lub uszkodzenia czynnościowego ICD (niezmienione parametry ICD, zachowana zdolność do wykrywania zaburzeń rytmu oraz wykonywania wyładowań leczniczych). Wskazuje to, że przy zastosowaniu odpowiednich środków ostrożności w szczególnych przypadkach (pilne wskazania kliniczne, brak innych akceptowalnych metod obrazowania) można wykonać badanie MRI mózgowia u pacjentów z ICD. Do wspomnianych środków ostrożności należą:

- ograniczenie wartości SAR oraz stosowanie głowowej cewki transmisyjno-odbiorczej do obrazowania mózgowia w celu zmniejszenia potencjalnego ryzyka uszkodzenia termicznego pod wpływem impulsów RF;
- przeprogramowanie urządzenia ICD i wyłączenie opcji leczniczych;
- ciągle monitorowanie EKG i badanie pulsoksymetryczne podczas MRI; obecność elektrofizjologa w trakcie badania, a także dostępność wszelkich środków niezbędnych do całkowitej resuscytacji.

Przed badaniem oraz bezpośrednio po jego zakończeniu należy ocenić działanie ICD. Ponadto zdecydowanie zaleca się wykonanie testu urządzenia ICD z próbą wywołania VF po zakończeniu badania MRI, co pozwala sprawdzić pełną sprawność kardiowertera-defibrylatora. W celu oceny występowania ewentualnych odległych działań niepożądanych powinno się wykonać dodatkowe testy urządzenia po 6 tygodniach od badania MRI. Istotne jest, aby badający wiedzieli, że w przypadku wyzerowania elektrycznego ICD pod wpływem interferencji elektromagnetycznych może ponownie się włączyć opcja wykrywania częstoskurczu oraz wyładowań leczniczych, ponieważ przekaźnik hermetyczny może pozostawać otwarty w silnym polu magnetycznym. Badania MRI pacjentów z wszczepionymi urządzeniami ICD należy wykonywać wyłącznie w ośrodkach o dużym doświadczeniu, w których istnieje ścisła współpraca między radiologami i elektrofizjologami.

Piśmiennictwo

1. Martin E.T., Coman J.A., Shellock F.G. i wsp. Magnetic resonance imaging and cardiac pacemaker safety at 1.5-Tesla. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2004; 43: 1315–1324.
2. 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.
3. Pinski S.L., Trohman R.G. Interference in implanted cardiac devices. Część 2. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2002; 25: 1496–1509.
4. Kanal E., Borgstede J.P., Barkovich A.J. i wsp. American College of Radiology white paper on MR safety. *Am. J. Roentgenol.* 2002; 178: 1335–1347.
5. Roguin A., Donahue J.K., Bomma C.S. i wsp. Cardiac magnetic resonance imaging in a patient with implantable cardioverter-defibrillator. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2005; 28: 336–338.
6. Anfinson O.G., Berntsen R.F., Aass H. i wsp. Implantable cardioverter defibrillator dysfunction during and after magnetic resonance imaging. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2002; 25: 1400–1402.
7. Wollmann C., Grude M., Tombach B. i wsp. Safe performance of magnetic resonance imaging on a patient with an ICD. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2005; 28: 339–342.
8. Gimbel J.R., Kanal E., Schwartz K.M. i wsp. Outcome of magnetic resonance imaging (MRI) in selected patients with implantable cardioverter defibrillators (ICDs). *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2005; 28: 270–273.

9. Brueckmann M., Wolpert C., Bertsch T. i wsp. Markers of myocardial damage, tissue healing, and inflammation after radiofrequency catheter ablation of atrial tachyarrhythmias. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2004; 15: 686–691.
10. Schmiedel A., Hackenbroch M., Yang A. i wsp. Magnetic resonance imaging of the brain in patients with cardiac pacemakers. Experimental and clinical investigations at 1.5 Tesla. *Rofo* 2005; 177: 731–744.
11. Roguin A., Zviman M.M., Meininger G.R. i wsp. Modern pacemaker and implantable cardioverter/defibrillator systems can be magnetic resonance imaging safe: *in vitro* and *in vivo* assessment of safety and function at 1.5 T. *Circulation* 2004; 110: 475–482.
12. Luechinger R., Duru F., Scheidegger M.B. i wsp. Force and torque effects of a 1.5-Tesla MRI scanner on cardiac pacemakers and ICDs. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2001; 24: 199–205.
13. Faris O.P., Shein M.J. Government viewpoint: U.S. Food & Drug Administration: Pacemakers, ICDs and MRI. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2005; 28: 268–269.
14. Luechinger R., Zeijlemaker V.A., Pedersen E.M. i wsp. *In vivo* heating of pacemaker leads during magnetic resonance imaging. *Eur. Heart J.* 2005; 26: 376–383 (dyskusja: 325–327).
15. Luechinger R., Duru F., Zeijlemaker V.A. i wsp. 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.
16. 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: 489–495.
17. Michelson B.I., Igel D.A., Wilkoff B.L. Adequacy of implantable cardioverter-defibrillator lead placement for tachyarrhythmia detection by sinus rhythm electrogram amplitude. *Am. J. Cardiol.* 1995; 76: 1162–1166.