

Porównanie funkcji diagnostycznych stymulatora jednojamowego (VVI) z 24-godzinnym zapisem EKG metodą Holtera u pacjentów z utrwalonym migotaniem przedsionków

Comparison of diagnostic function of ventricular pacemaker memory data to 24-hours Holter monitoring in patients with chronic atrial fibrillation

Michał Chudzik¹, Jerzy K. Wranicz¹, Iwona Cygankiewicz¹,
Jan H. Goch¹ i Włodzimierz Kargul²

¹Klinika Kardiologii Instytutu Kardiologii Uniwersytetu Medycznego w Łodzi

²Klinika Elektrokardiologii Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach

Abstract

Background: *In patients with VVI pacemaker Holter monitoring (HM) reflexes only a period of 24 or 48 hours, potentially missing rare but important events. Diagnostic pacemaker functions (HP) can also be used to identify events during long follow up. However, there is a paucity of studies concerning the accuracy of an implanted Holter system.*

Materials and methods: *A group of 55 patients (28 men, 27 women; mean aged 72 ± 7.1 years) with chronic atrial fibrillation and permanent VVI pacing was studied. Comparison 24 hours HM to VVI HP was performed. The following data were analysed: ventricular sense and pace events, mean heart rate and maximal heart rate in two different pacing mode: VVI 40/min and VVI 80/min.*

Results: *There were very high correlations ($r > 0.9$, $p < 0.05$) between HM and HP on the numbers of ventricular sense and pace events during VVI 40/min and VVI 80/min pacing. There was no statistical differences in evaluation of mean heart rate: VVI 40/min: HM = 68.53 ± 11.86 vs. HP = 69.09 ± 11.6 (NS); VVI/80 min: HM = 81.87 ± 2.9 vs. HP = 81.44 ± 3.3 (NS). The HRmax retrieval from PM was statistically high comparing to HM — VVI 40/min HP = $183.1 \pm 29.5/\text{min}$ vs. HM = $141.5 \pm 28.5/\text{min}$ ($p < 0.01$); VVI 80//min — HP = $184.2 \pm 33.4/\text{min}$ vs. HM = $138.6 \pm 26.6/\text{min}$ ($p < 0.01$).*

Conclusions: *There is a very high correlation between HP and HM in estimation sense and pace events and mean HR. Different algorithms in HP and HM lead to significant differences in HRmax estimation.* (Folia Cardiol. 2004; 11: 19–26)

atrial fibrillation, ventricular pacing, Holter monitoring, pacemaker memory data

Adres do korespondencji: Dr med. Michał Chudzik
Klinika Kardiologii IK UM
ul. Sterlinga 1/3, 91–425 Łódź
tel./faks (0 42) 636 44 71, e-mail: michalchudzik@wp.pl
Nadesłano: 26.11.2003 r. Przyjęto do druku: 14.12.2003 r.

Wstęp

W ostatnim 10-leciu obserwuje się stale rosnące zainteresowanie jedną z najczęstszych arytmii — migotaniem przedsionków (AF, *atrial fibrillation*). Utrzymywanie rytmu zatokowego czy kontrola rytmu komór w AF to wciąż nierozstrzygnięty problem kliniczny [1].

Coraz częściej zdarza się, że kontrola częstości rytmu serca i „pozostawienie” pacjenta z utrwalonym migotaniem przedsionków jest bardziej uzasadnionym klinicznie rozwiązaniem niż kolejne próby umiarawiania rytmu serca [2]. Nie zawsze leczenie farmakologiczne w kontroli rytmu serca w AF prowadzi do zadowalającego efektu terapeutycznego. Jeżeli w przebiegu leczenia pojawiają się pauzy w pracy serca, wówczas zgodnie ze standardami Polskiego Towarzystwa Kardiologicznego u wybranych pacjentów z zespołem tachy-brady AF postępowaniem z wyboru jest implantacja układów stymulujących w układzie VVI(R). Niestety, u części pacjentów po implantacji pomimo stosowania farmakoterapii w dalszym ciągu utrzymują się szybkie rytmy (tachy AF). Dlatego też konieczne jest zastosowanie metody, za pomocą której dokładnie i obiektywnie można ocenić kontrolę częstości rytmu serca. Standardowe EKG nie zapewnia tych informacji. Dlatego też od wielu lat 24-godzinny zapis EKG metodą Holtera był najlepszym narzędziem do oceny kontroli rytmu serca w utrwalonym migotaniu przedsionków. W latach 90., głównie dzięki rozwojowi mikrokomputeryzacji, wprowadzono nowe funkcje diagnostyczne do stymulatorów serca. Umożliwiło to wykorzystywanie ich w praktyce klinicznej [3–5] jako nowego narzędzia diagnostycznego — Holtera stymulatorowego (HS), który swoimi funkcjami w części odpowiada tradycyjnej 24-rejestracji EKG metodą Holtera. Holter stymulatorowy pozwala ocenić: średnią i maksymalną akcję serca, liczbę szybkich rytmów, odsetek zespołów wystymulowanych. Może on znacznie ułatwić leczenie chorych z AF, zwłaszcza że dodatkowym jego atutem jest zdecydowanie dłuższy od tradycyjnego Holtera wielomiesięczny czas rejestracji [6]. Dotychczas nie ukazały się prace, które w sposób kompleksowy oceniałyby dokładność obliczania podstawowych parametrów pracy serca z wykorzystaniem Holtera stymulatorowego.

Celem niniejszej pracy było porównanie parametrów diagnostycznych badania metodą Holtera w stymulatorze jednojamowym (VVI) — HS: zespołów własnych i wystymulowanych oraz średniej dobowej i maksymalnej częstości pracy serca — z 24-godzinnym zapisem EKG metodą Holtera u pacjentów z utrwalonym migotaniem przedsionków.

Materiał i metody

Badaniami objęto 55 pacjentów — 28 mężczyzn i 27 kobiet w wieku 52–86 lat (średnio $72 \pm 7,1$ roku) hospitalizowanych w Klinice Kardiologii IK UM w Łodzi w latach 1998–2000, z utrwalonym migotaniem przedsionków (trwającym powyżej 6 miesięcy), u których implantowano stymulator komorowy VVI Biotronik Actros S. Wskazaniem do implantacji było utrwalone migotanie przedsionków (brady-tachy AF) z przerwami powyżej 3 s w ciągu dnia i/lub 4 s w nocy w zapisie EKG metodą Holtera, z poronnymi bądź pełnymi zespołami Morgagniego-Adamsa-Stokesa (MAS). Charakterystykę kliniczną 55 pacjentów z implantowanym stymulatorem serca i utrwalonym migotaniem przedsionków przedstawiono tabeli 1.

U 37 chorych (42%) stwierdzono objawy niewydolności serca I–IV klasy według klasyfikacji NYHA, śr. 1,75. Pozostali pacjenci nie zgłaszali objawów niewydolności serca. Frakcja wyrzutowa lewej komory (LVEF, *left ventricular ejection fraction*) w badaniu ECHO wynosiła 22–81%, średnio 60,9%. Spośród 18 pacjentów z chorobą niedokrwienną serca 9 (16%) osób przebyło zawał serca z załamekiem Q: ściany przednio-bocznej — 6 chorych, a ściany dolnej — 3 osoby.

Rejestracje holterowskie EKG obejmowały okres 48 godzin i wykonywano je w czasie 2–24 dni, średnio 8 dni po implantacji. Równocześnie z rozpoczęciem 24-godzinnej rejestracji EKG metodą Holtera zewnętrznego (HZ) uruchamiano program diagnostyczny w stymulatorze serca — Holter stymulatorowy (HS).

W pierwszym dniu rejestracji stymulator ustawiono na tryb pracy VVI 40/min w celu uzyskania zapisów głównie dla „własnego” migotania przedsionków, bez istotnego wpływu stymulacji. Następnego dnia przeprogramowano stymulator na częstość pracy 80/min w celu porównania HZ z HS w czasie stymulacji.

Tabela 1. Podłoże chorobowe u 55 chorych z utrwalonym migotaniem przedsionków i implantowanym stymulatorem serca

Table 1. Comorbidities in patients with chronic atrial fibrillation and permanent pacemaker

Nadciśnienie tętnicze	29 chorych
Nabyta wada serca	6 chorych
Kardiomiopatia zastoinowa	5 chorych
Choroba niedokrwienna serca	15 chorych

Analiza rejestracji Holtera zewnętrznego

Rejestracji dokonano za pomocą 3-kanalowych rejestratorów firmy Oxford MR 45-3 z opcją rozrusznikową (na analogowych taśmach magnetofonowych TDK AD 60), stosując typowe odprowadzenia CS2, CM5 i IS. Rejestracje analizowano za pomocą systemu Oxford Medilog Excel 2, stosując analizę automatyczną z wykorzystaniem programu stymulatorowego i ręczną weryfikację zapisów. Stosowano ogólnie przyjęte standardy analizy według wytycznych ACC/AHA.

W zapisach holterowskich oceniano:

- odsetek zespołów własnych (Vs);
- odsetek zespołów wystymulowanych (Vp);
- średnią dobową częstość pracy serca (HRśr);
- maksymalną częstość pracy serca (HRmax).

Ponadto oceniono skuteczność stymulacji i poprawność sterowania.

Analiza rejestracji Holtera stymulatorowego

Równocześnie z rozpoczęciem 48-godzinnej rejestracji EKG metodą Holtera uruchamiano program diagnostyczny w stymulatorze serca — *diagnostic memory data*. Składa się on z *event counter* — pozwalającego na ocenę procentową: zespołów własnych — *V sense* (Vs), wystymulowanych — *V pace* (Vp) oraz *activity report*, oceniającego średnią dobową akcję serca/min (HRśr) oraz maksymalną akcję serca (HRmax).

Obie rejestracje (HZ i HS) kończono w tym samym czasie.

Korzystając z programatora Biotronik PMS 1000, po telemetrycznym przesłaniu danych ze stymulatora, drukowano otrzymane wyniki.

Porównanie wyników Holtera zewnętrznego i stymulatorowego

W celu sprawdzenia wiarygodności danych ze stymulatora porównano je z wynikami uzyskanymi w 24-godzinnym monitorowaniu EKG.

Powyższe dane analizowano w dwóch grupach: z pierwszej doby rejestracji — stymulacja VVI 40/min oraz z drugiej — VVI 80/min.

Analiza statystyczna

Po sprawdzeniu testem W Shapiro-Wilka, czy badana zmienna ma rozkład normalny, dokonano analizy statystycznej. Dla rozkładu normalnego dla zmiennych powiązanych użyto testu *t*-Studenta. W przypadku stwierdzenia, że badana zmienna nie ma rozkładu normalnego, przeprowadzono analizę statystyczną testów nieparametrycznych: testu kolejności par Wilcozona oraz testu korelacji R Spearmana. Za poziom istotności przyjęto $p < 0,05$.

Wyniki

Porównanie 24-godzinnego zapisu EKG metodą Holtera z funkcją holterowską w stymulatorze serca Actros S

W badaniu metodą Holtera, po analizie automatycznej systemu Oxford Medilog Excel 2, dokonano opracowania ręcznego wzorców (templetów) pobudzeń, klasyfikując do zespołów wystymulowanych zarówno pobudzenia kompetycyjne (zderzone, *fusion beat*), jak i pseudozderzone (*pseudofusion*). Jeżeli własna depolaryzacja serca występuje jednocześnie lub prawie jednocześnie z iglicą stymulacji, ale stymulacja nie prowadzi do depolaryzacji serca, wówczas mówi się o zespole pseudozderzonym. W zapisie EKG iglica stymulacji nie powoduje zmian w morfologii zespołu QRS i załamka T. Natomiast jeżeli skurcz serca spowodowany jest zarówno własną depolaryzacją, jak i pochodzącą od iglicy stymulatora, to mówi się o zespołach zderzonych. Wówczas to morfologia QRS i załamka T będzie zależna od wpływu na depolaryzację obydwu składników. Należy dodać, że zespoły zderzone i pseudozderzone są zawsze klasyfikowane przez funkcję stymulatora *event counter* jako wystymulowane.

U wszystkich pacjentów zarówno w pierwszym (VVI 40/min), jak i w drugim dniu (VVI 80/min) rejestracji stwierdzono prawidłową stymulację VVI oraz nie wykryto zaburzeń sterowania.

Ocena poprawności klasyfikacji zespołów własnych przez HS i HZ

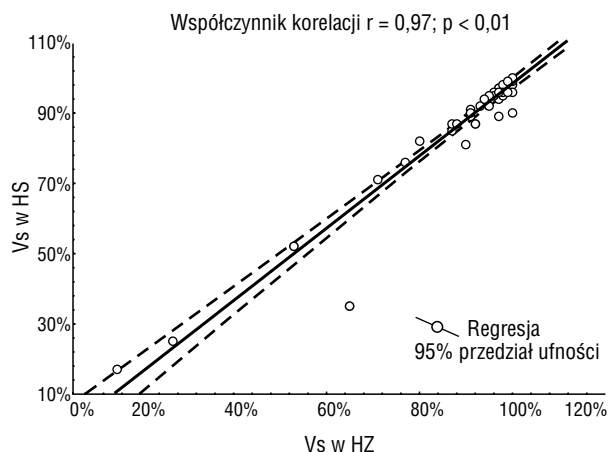
Wyniki korelacji zespołów własnych, podczas stymulacji VVI 40/min oraz VVI 80/min, między dwoma systemami holterowskimi w czasie obserwacji 24-godzinnej przedstawiono na rycinach 1 i 2.

Podczas pierwszej doby rejestracji przy stymulacji VVI 40/min dominował rytm własny. Średni odsetek zespołów własnych komorowych w AF zarejestrowanych w HZ wynosił $89,2\% \pm 17,78\%$, a w HS — $91,03\% \pm 16,7\%$; wyliczony współczynnik korelacji (r) był równy 0,97; $p < 0,01$.

W drugiej dobie po zmianie trybu stymulacji na VVI 80/min zdecydowanie zwiększył się odsetek pobudzeń wystymulowanych. W tym wypadku również obserwowano bardzo wysoką korelację w klasyfikacji odsetka zespołów własnych: $18\% \pm 19,4\%$ w HZ i $19,5\% \pm 20,5\%$ w HS; $r = 0,94$; $p < 0,01$.

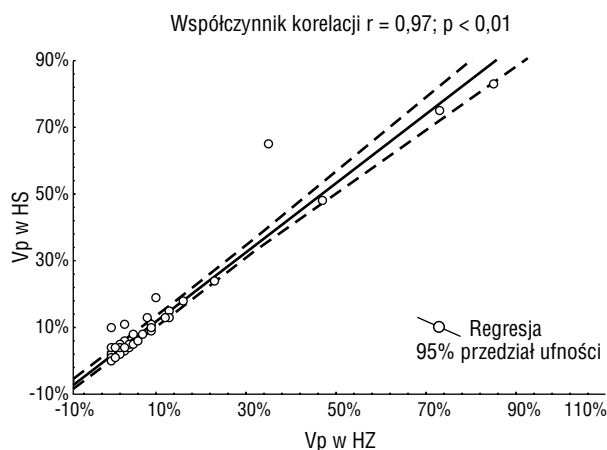
Ocena poprawności klasyfikacji zespołów wystymulowanych przez HS i HZ

Wyniki korelacji odsetka zespołów wystymulowanych, podczas stymulacji VVI 40/min oraz VVI



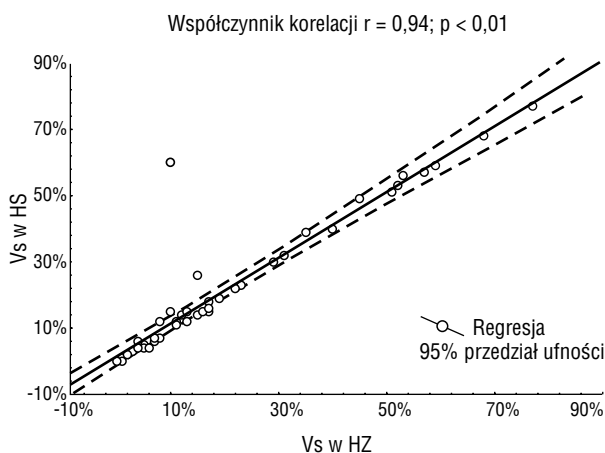
Rycina 1. Korelacja w klasyfikacji odsetka zespołów własnych (Vs) podczas stymulacji VVI 40/min między Holterem zewnętrznym (HZ) i stymulatorowym (HS)

Figure 1. Correlation in native beats (Vs) percentage during VVI pacing 40 beats per minute (bpm) between external (HZ) and pacemaker (HS) Holter system



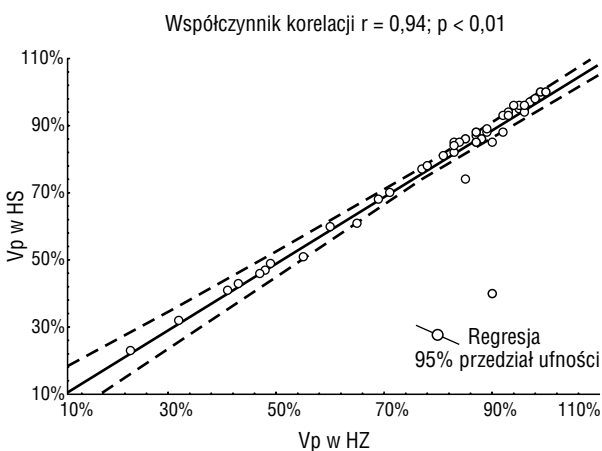
Rycina 3. Korelacja w klasyfikacji odsetka zespołów wystymulowanych (Vp) podczas stymulacji VVI 40/min między Holterem zewnętrznym (HZ) i stymulatorowym (HS)

Figure 3. Correlation in paced beats (Vp) percentage during VVI pacing 40 bpm between external (HZ) and pacemaker (HS) Holter systems



Rycina 2. Korelacja w klasyfikacji odsetka zespołów własnych (Vs) podczas stymulacji VVI 80/min między Holterem zewnętrznym (HZ) i stymulatorowym (HS)

Figure 2. Correlation in intrinsic beats (Vs) percentage during VVI pacing 80 bpm between external (HZ) and pacemaker (HS) Holter systems



Rycina 4. Korelacja w klasyfikacji odsetka zespołów wystymulowanych (Vp) podczas stymulacji VVI 80/min między Holterem zewnętrznym (HZ) i stymulatorowym (HS)

Figure 4. Correlation in paced beats (Vp) percentage during VVI pacing 80 bpm between external (HZ) and pacemaker (HS) Holter systems

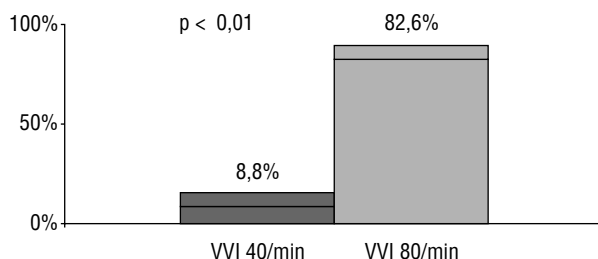
80/min, między dwoma systemami holterowskimi w czasie 24-godzinnej obserwacji przedstawiono na rycinach 3 i 4.

Holter stymulatorowy dokładnie zliczał również zespoły wystymulowane zarówno podczas stymulacji VVI 40/min, jak i VVI 80/min. Średni odsetek zarejestrowanych Vp u 55 badanych pacjentów przedstawiał się następująco: VVI 40/min — 8,84% ± 16,8% w HZ i 10,7% ± 18% w HS ($r = 0,94$; $p < 0,01$) zaś w stymulacji VVI 80/min — 82,6% ± 19,32% w HZ i 81,2% ± 20,4% w HS ($r = 0,94$; $p < 0,01$).

Należy podkreślić, że podczas stymulacji VVI 80/min w sposób oczywisty istotnie ($p < 0,01$) zwiększał się odsetek zespołów wystymulowanych w porównaniu ze stymulacją VVI 40/min. Wyniki przedstawiono na rycinie 5.

Porównanie średniej częstości pracy serca (HRśr) między HZ i HS

Wyniki porównania średniej częstości pracy serca w dwóch systemach holterowskich podczas stymulacji VVI 40/min przedstawiono na rycinie 6.



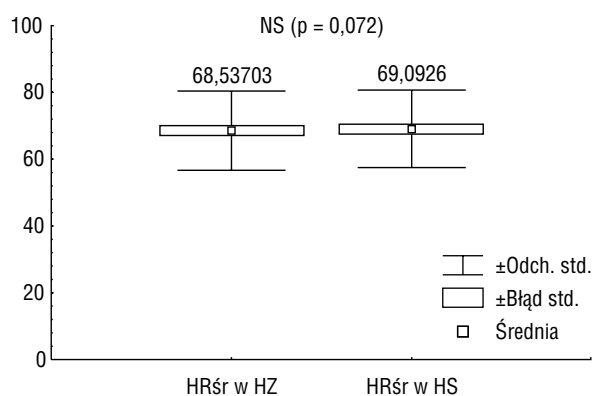
Rycina 5. Odsetek zespołów wystymulowanych (Vp) przy stymulacji VVI 40/min i VVI 80/min; VVI 40/min — stymulacja VVI z częstością 40/min, VVI 80/min — stymulacja VVI z częstością 80/min

Figure 5. Percentage of paced beats (Vp) during VVI 40 bpm and 80 bpm pacing

Nie stwierdzono istotnych różnic w wartościach HRŚr podawanych przez HZ ($68,53 \pm 11,86$) i HS ($69,09 \pm 11,6$).

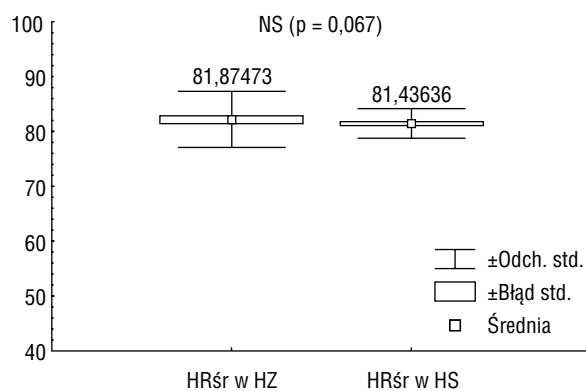
Wyniki porównania średniej częstości pracy serca w dwóch systemach holterowskich podczas stymulacji VVI 80/min przedstawiono na rycinie 7. Stymulacja VVI 80/min nie wpłynęła na dokładność obliczania średniej akcji serca przez HS ($81,44 \pm 3,3$) w porównaniu z HZ ($81,87 \pm 2,9$).

Należy podkreślić, że stymulacja VVI 80/min istotnie zwiększała średnią dobową akcję serca w porównaniu ze stymulacją VVI 40/min: VVI 40/min HRŚr = $69,09 \pm 11,6$ vs. VVI 80/min HRŚr = $81,44 \pm 3,3$ ($p < 0,05$).



Rycina 6. Porównanie wartości średniej dobowej częstości pracy serca (HRŚr) między Holterem zewnętrznym i stymulatorowym w czasie stymulacji VVI 40/min; VVI 40/min — stymulacja VVI z częstością 40/min

Figure 6. Mean heart rate values (HRŚr) during VVI 40 bpm pacing in external and pacemaker Holter systems



Rycina 7. Porównanie średniej częstości pracy serca (HRŚr) między Holterem zewnętrznym i stymulatorowym w czasie stymulacji VVI 80/min, VVI 80/min — stymulacja VVI z częstością 80/min

Figure 7. Comparison of mean heart rate values (HRŚr) during VVI 80 bpm pacing in external and pacemaker Holter systems

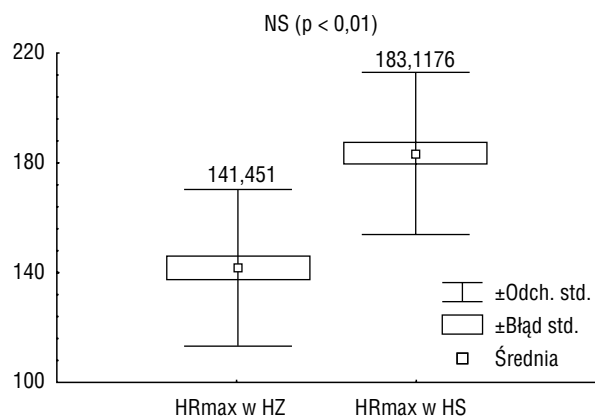
Porównanie maksymalnej częstości pracy serca (HRmax) między HZ i HS

Wyniki porównania maksymalnej akcji serca dwóch systemów holterowskich przedstawiono na rycinach 8 i 9.

Jedynym parametrem, zarówno podczas stymulacji VVI 40/min, jak i VVI 80/min, którego średnia wartość u 55 pacjentów z AF różniła się w dwóch systemach holterowskich, była maksymalna częstość pracy serca — VVI 40/min: HRmax w HS = $183,1 \pm 29,5$ /min vs. HRmax w HZ = $141,5 \pm 28,5$ /min ($p < 0,01$). Powyższe różnice widoczne były również w drugim dniu badania w czasie stymulacji VVI 80/min: HRmax w HS = $184,2 \pm 33,4$ /min vs. HRmax w HZ = $138,6 \pm 26,6$ /min ($p < 0,01$).

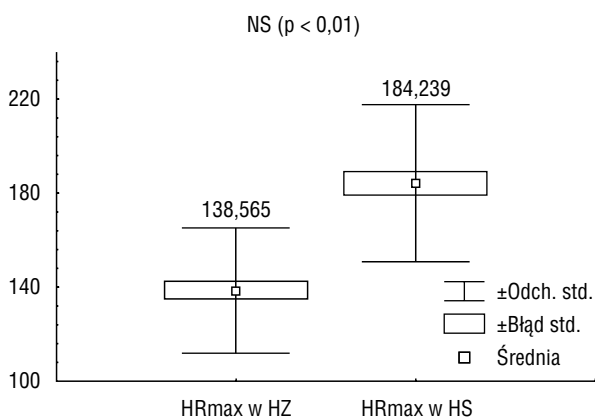
Dyskusja

Od wielu lat tradycyjne badanie Holtera jest uznanym narzędziem oceny pracy stymulatora serca. Jednocześnie u pacjentów po implantacji w przebiegu brady-tachy AF pozwala ono na kontrolę leczenia farmakologicznego częstości rytmu serca. Jego powszechna dostępność stanowi niewątpliwie istotną zaletę, a powtarzalność umożliwia monitorowanie efektów leczenia antyarytmicznego. Pomimo wspomnianych zalet głównym mankamentem tej metody jest relatywnie krótki (bo 24-godzinny) czas rejestracji. Istnieją już rejestratory z wydłużonym (7-dniowym) zapisem, ale nie są one jeszcze powszechnie stosowane w praktyce klinicznej. Niejednokrotnie konieczność powtarzania badania jest



Rycina 8. Porównanie maksymalnej częstości pracy serca (HRmax) między Holterem stymulatorowym (HS) i zewnętrznym (HZ) w czasie stymulacji VVI 40/min; VVI 40/min — stymulacja VVI z częstością 40/min

Figure 8. Comparison of maximum heart rate values (HRmax) during VVI 40 bpm pacing in external (HZ) and pacemaker (HS) Holter systems



Rycina 9. Porównanie maksymalnej częstości pracy serca (HRmax) między Holterem stymulatorowym (HS) i zewnętrznym (HZ) w czasie stymulacji VVI 80/min; VVI 80/min — stymulacja VVI z częstością 80/min,

Figure 9. Comparison of maximum heart rate values (HRmax) during VVI 80 bpm pacing in external (HZ) and pacemaker (HS) Holter systems

więc dla pacjenta i personelu medycznego dodatkowym obciążeniem czasowym i finansowym [6].

Pierwsze próby wykorzystywania algorytmów holterowskich w stymulatorach pochodzą z lat 70. [7]. Najstarszą historycznie funkcją holterowską w stymulatorze jest zdolność do klasyfikacji zespołów jako własne i wystymulowane. Kolejne lata doświadczeń oraz postęp w mikrokomputeryzacji spowodowały coraz powszechniejsze wykorzystanie kliniczne funkcji holterowskich w stymulatorze [8–10].

Współczesny rozrusznik to już nie tylko urządzenie służące do stymulacji serca, ale również narzędzie diagnostyczne. Obecnie największym ograniczeniem w pełnym wykorzystaniu diagnostycznym stymulatorów serca jest zdolność zastosowania w ich mikroprocesorach większej pamięci operacyjnych (RAM) [6]. Z tego powodu przechowywanie w stymulatorach zapisów EKG nie jest obecnie powszechnie wykorzystywane. Zachowywanie informacji w rozruszniku w formie wydarzeń („eventów”) jest dużo łatwiejsze. Średniej klasy stymulator może policzyć wszystkie cykle pracy serca w okresie wielu lat.

Funkcje holterowskie w stymulatorze serca z bardzo wysoką korelacją ($r < 0,9$; $p < 0,01$) podawały odsetek zespołów własnych i wystymulowanych w porównaniu z HZ. Wyniki te uzyskano zarówno podczas monitorowania własnego AF, jak i w czasie stymulacji komorowej 80/min. Również wartości średniej częstości pracy serca w HS w porównaniu ze standardowym HZ przy stymulacji VVI 40/min i VVI 80/min nie wykazywały istotnych różnic (VVI 40/min $p = 0,072$; VVI 80/min $p = 0,067$). Zatem, niezależnie od tego, czy dominował rytm własny pacjenta, czy też rytm serca, w większości był prowadzony przez rozrusznik, HS prawidłowo rejestrował wartości V_s , V_p , HRśr. Dzięki temu w dłuższym przedziale czasu, zależnie od potrzeb klinicznych, można opierać się na rejestracjach HS. Uzyskujemy więc wielotygodniowe lub nawet wielomiesięczne wiarygodne dane, dotyczące udziału rytmu własnego oraz wartości średniej częstości pracy serca. Informacje te mogą być pomocne w ocenie farmakologicznej kontroli rytmu komór u pacjentów z AF.

Jedynym parametrem, którego wartości różniły się podczas monitorowania przez dwa systemy holterowskie, była maksymalna dobową częstość pracy serca — VVI 40/min: HRmax w HS = 183,1/min *vs.* HRmax w HZ = 141,5/min ($p < 0,01$); VVI 80/min: HRmax w HS = 184,2/min *vs.* HRmax w HZ = 138,6/min ($p < 0,01$). Niezależnie od udziału rytmu własnego istotnie wyższe wartości rejestrował Holter stymulatorowy.

Te niezgodności między dwoma systemami wynikają z różnych algorytmów obliczania najszybszych rytmów. W Holterze standardowym HRmax oblicza się ze średniej trzech kolejnych najkrótszych cykli pracy serca, natomiast algorytm stymulatorowy podaje najkrótszy odcinek pomiędzy dwoma załamkami RR. Z tego powodu wartości pochodzące z Holtera stymulatorowego były wyższe.

Pomimo wieloletniego wykorzystywania funkcji holterowskich niewielu autorów porównywało zgodność dostarczonych informacji przez stymula-

tor i tradycyjny 24-godzinny zapis EKG metodą Holtera. Wyniki autorów niniejszej pracy są zgodne z publikowanymi ostatnio rezultatami badań, w których porównywano dokładność HS z HZ. Wykazano w nich bardzo dużą korelację ($r > 0,97$; $p < 0,001$) między dwoma systemami holterowskimi [10–12] w zakresie ocenianych parametrów: Vs, Vp, HRśr.

Według Nowaka [13] należy jednak zachować ostrożność w bezkrytycznej ocenie procentu zespołów własnych i wystymulowanych.

Holter stymulatorowy nie jest w stanie zróżnicować, czy zespół zarejestrowany jako własny to rzeczywiście *sense event*, czy wynika on z zaburzeń wyczuwania o typie nadwyczuwania (*oversensing*). Takie sytuacje mają miejsce w czasie hamowania mięśniowego, w zjawisku wyczuwania dalekiego pola (*far field sensing*), mowy skrzyżowanej (przesłuch — *cross-talk*) oraz przy oddziaływaniu pól elektromagnetycznych na stymulator serca. Analogicznie, zespół zarejestrowany przez Holter stymulatorowy jako wystymulowany może być jedynie iglicą stymulatora bez efektywnej stymulacji serca.

W niniejszym badaniu wszystkim pacjentom implantowano nowe elektrody bipolarne, z zaprogramowanym wyczuwaniem również w konfiguracji bipolarnej. Zgodnie z tym, co podają inni badacze, oraz na podstawie własnych doświadczeń autorzy niniejszej pracy stwierdzili, że zarówno hamowanie mięśniowe, jak i pola elektromagnetyczne nie powinny mieć istotnego wpływu na układ stymulujący [14–16].

Natomiast *cross-talk* oraz *far field sensing* dotyczą zaburzeń sterowania w stymulatorach dwujamowych, więc rozważanie tych zjawisk w tej pracy jest bezprzedmiotowe.

Pomimo tych ograniczeń i przedstawionych zalet Holtera tradycyjnego, trudno jest nie doceniać roli Holtera stymulatorowego w praktyce klinicznej. Dodatkowym, niepodważalnym atutem tej metody jest możliwość długiego okresu rejestracji (nawet do kilku miesięcy). Żaden z zewnętrznych systemów holterowskich nie pozwala na tak długą rejestrację. Wydłużenie czasu analizy EKG zwiększa czułość i swoistość badania, umożliwiając lepszą kontrolę stosowanej przez nas farmakoterapii oraz wykrycie pojawiających się sporadycznie zaburzeń pracy stymulatora.

Niestety głównym mankamentem HS jest brak zapisów EKG, a ocena jest oparta wyłącznie na matematycznym zliczaniu impulsów wystymulowanych i odebranych z endokardium. Obecnie trwają intensywne prace nad rozszerzeniem pamięci operacyjnej (RAM) w stymulatorach, aby umożliwić, podobnie jak w ICD, rejestrację zapisów EKG. Wówczas to kompleksowe funkcje diagnostyczne, składające się z wartości liczbowych i krzywych EKG, mogą w rzeczywisty sposób zapewnić większą przydatność kliniczną.

Wnioski

1. Zastosowany w stymulatorze Biotronik Actros S algorytm holterowski wykazuje dużą zgodność z zapisem Holtera zewnętrznego w klasyfikacji zespołów własnych, wystymulowanych i obliczania średniej dobowej częstości serca.
2. Różny algorytm obliczania maksymalnej akcji serca w Holterze zewnętrznym i stymulatorowym prowadzi do różnic w otrzymanych wynikach tego parametru.

Streszczenie

Wstęp: *U pacjentów z implantowanym stymulatorem komorowym serca (VVI) 24-godzinne monitorowanie EKG metodą Holtera (HZ) rejestruje jedynie okres 24–48 godzin, potencjalnie tracąc rzadko występujące, ale ważne zdarzenia. Funkcje diagnostyczne stymulatora (HS) również mogą być wykorzystywane do oceny ilości zdarzeń w znacznie dłuższym czasie. Niestety, niewiele jest prac porównujących oba systemy.*

Materiał i metody: *Do badania włączono 55 pacjentów (28 mężczyzn i 27 kobiet; w średnim wieku $72 \pm 7,1$ roku) z utrwalonym migotaniem przedsionków i implantowanym stymulatorem VVI. Porównywano 24-godzinne HZ z HS, oceniając następujące parametry: liczbę zespołów własnych i wystymulowanych, średnią i maksymalną częstość pracy serca podczas stymulacji VVI 40/min i VVI 80/min.*

Wyniki: *Stwierdzono bardzo wysoką korelację ($r > 0,9$; $p < 0,05$) pomiędzy HZ i HS w ocenie odsetka zespołów własnych i wystymulowanych. Nie było różnic istotnie statystycznych w ocenie HRśr — VVI 40/min: HZ = $68,53 \pm 11,86$ vs. HS = $69,09 \pm 11,6$ (NS);*

VVI/80 min: $HZ = 81,87 \pm 2,9$ vs. $HS = 81,44 \pm 3,3$ (NS). Wartości HR_{max} uzyskane z HS były istotnie wyższe niż z HZ: VVI 40/min $HS = 183,1 \pm 29,5/min$ vs. $HZ = 141,5 \pm 28,5/min$ ($p < 0,01$); VVI 80/min — $HS = 184,2 \pm 33,4/min$ vs. $HZ = 138,6 \pm 26,6/min$ ($p < 0,01$).

Wnioski: Zastosowany w stymulatorze Biotronik Actros S algorytm holterowski wykazuje dużą zgodność z Holterem zewnętrznym w klasyfikacji zespołów własnych, wystymulowanych i w zakresie obliczania średniej dobowej częstości serca. Różny algorytm obliczania maksymalnej akcji serca w Holterze zewnętrznym i stymulatorowym prowadzi do różnic w otrzymanych wynikach tego parametru. (Folia Cardiol. 2004; 11: 19–26)

utrwalone migotanie przedsionków, stymulacja komorowa serca, monitorowanie holterowskie, funkcje diagnostyczne stymulatora

Piśmiennictwo

1. Stafford R.S., Robson D.C., Misra B., Ruskin J., Singer D.E. Rate control and sinus rhythm maintenance in atrial fibrillation. National trends in medication use 1980–1996. Arch. Intern. Med. 1998; 158: 2144–2148.
2. Saxonhouse S.J., Curtis A.B. Risks and benefits of rate control versus maintenance of sinus rhythm. Am. J. Cardiol. 2003; 91 (6A): 27D–32D.
3. Hayes D.L., Higano S.T. Utility of rate histograms in programming and follow up of a DDDR pacemaker. Mayo Clin. Proc. 1989; 64: 495–502.
4. Levine P.A. Holter and pacemaker diagnostics. W: Aubert A.E., Ector H., Stroobandt R. red. Cardiac pacing and electrophysiology: A Bridge to the 21st Century. Dordrecht, the Netherlands, Kluwer Academic Publisher, 1994: 325–331.
5. Ripart A., Jacobson P. Memory technology and implantable Holter systems. W: Barold S., Mugica J. red. The third decade of cardiac pacing. Mount Kisco, NY, Futura Publishing Inc, 1982: 353–364.
6. Cazeau S., Ritter P., Garrigue S. i wsp. Contemporary pacemaker memory systems. W: Barold S., Mugica J. red. Recent advances in cardiac pacing: Golas for the 21st Century. Armonk, NY, Futura Publishing Inc. 1998: 395–407.
7. Attuel P., Mugica J., Buffet J. The diagnostic pacemaker. First European Symposium on Cardiac Pacing, London 1978.
8. Cazeau S., Ritter P., Nitzsche R., Limousin M., Mugica J. Diagnosis of atrial arrhythmias using the Holter function of a new DDD pacemaker. PACE; 17: 2106–2113.
9. Israel C.W., Bockenforde J.B. Pacemaker event counters: possible sources of error in calculation of AV synchrony in VDD single lead systems as an example for present limitations. PACE 1998; 21: 489–493.
10. Limousin M., Geroux L., Nitzsche R. i wsp. Value of automatic processing and reliability of stored data in an implanted pacemaker: initial results in 59 patients. PACE 1997; 20: 2893–2898.
11. Ritter P., Cazeau S., Lazarus A. What can pacemakers tell us about atrial fibrillation? W: Murgatroyd F., Camm A.J. red. Nonpharmacological. Management of atrial fibrillation. Futura Publishing Inc, Armonk, NY 1997: 319–337.
12. Wranicz J.K., Chudzik M., Cygankiewicz I. i wsp. Comparison of pacemaker Biotronik Actros S memory data and 24 hour holter monitoring. Ann. Non-invasive Electrocardiol. 2000; 5: 28 (streszczenie).
13. Nowak B. Taking advantage of sophisticated pacemaker diagnostics. Am. J. Cardiol. 1999; 83: 172D–179D.
14. Igidbashian D., Scalise T., Igidbashian S. Unipolar leads: advantages and limits. Mediterran. J. Pacing Electrophysiol. 1999; 1: 215–254.
15. Wranicz J.K., Chudzik M., Cygankiewicz I. Wartość 24-godzinnego monitorowania EKG metodą Holtera w rutynowej kontroli asymptomatycznych pacjentów z wszczepionymi stymulatorami VVI. Folia Cardiol. 2001; 8 (supl.): A31–A34.
16. Wranicz J.K., Chudzik M., Cygankiewicz I. Is Holter monitoring useful in patients with VVI pacemakers with bipolar leads? Mediterran. J. Pacing Electrophysiol. 2000; 2: 127.