

Przydatność nowego analogowego systemu eliminacji zakłóceń od impulsów z zapisu EKG w czasie nieinwazyjnej stymulacji serca

Fryderyk Prochaczek, Jerzy Gałęcka¹, Andrzej Skowronek¹, Marek Machalski

I Klinika Chorób Wewnętrznych i Chemioterapii Onkologicznej Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach,

¹Institut Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrze

Elimination of artefacts from ECG record during the noninvasive stimulation of heart

Aim of the study: *Evaluation of ECG records quality obtained during the noninvasive stimulation of heart when using a new analog system of artefacts elimination, while this system is external to a recorder.*

Material and methods: *Transesophageal stimulation of atria (in bipolar electrode array) and transcutaneous stimulation of heart ventricles (in three-polar array) were performed with the use of noninvasive stimulator NAP-601 (ITAM Zabrze). This device was coupled with transesophageal stimulator SP-5plus equipped with an analog system of spike artefact elimination in the ECG-recording channel. Efficiency of the system has been evaluated in 15 patients at 60 and 120 ms duration of artefacts elimination.*

Results: *Threshold of ventricular and atrial excitation was in interval from 4 to 110 mA. Good quality of ECG records both from the surface and esophagus, gained by the new system, has allowed to expose the activated P and R waves as well as to identify the excitation site in left or right heart ventricle. 60 ms of artefacts elimination duration proved to be more suitable for atrial stimulation, while 120 ms adequate for transcutaneous heart ventricles stimulation.*

Conclusions: *During transesophageal and transcutaneous heart stimulation, the analog system of artefact elimination assures easy-to-interpret good quality of ecg record independently of a type of recorder used. The only limitations for effective system operation may be the artefacts in ecg records caused by considerable movement of patient's chest evoked during transcutaneous heart stimulation at currents larger than 80 mA. (Folia Cardiol. 1999; 6: 409–416)*

noninvasive cardiostimulation, diagnostic cardiostimulation, spike artefacts elimination, ECG record

Adres do korespondencji: Prof. dr hab. med. Fryderyk Prochaczek
I Klinika Chorób Wewnętrznych i Chemioterapii Onkologicznej Śl.AM
ul. Reymonta 8, 40-029 Katowice
Nadesłano: 28.09.1999 r. Przyjęto do druku: 13.10.1999 r.

Wstęp

Zakłócenia zapisu EKG, powstające pod wpływem impulsów wysyłanych przez stymulatory w czasie nieinwazyjnej stymulacji serca, uniemożliwiają lub utrudniają diagnostyczną interpretację uzyskanego elektrokardiogramu. Zakłócenia te są wynikiem wielokrotnie większej wartości napięcia impulsu stymulującego od odpowiedzi elektrycznej serca na to pobudzenie. Znaczna część tego napięcia jest odbierana przez układ elektrod rejestrujących łącznie z sygnałem użytecznym, to jest z ząbkami P i R.

Zakłócenia próbowano dotąd usuwać kilkoma sposobami. Dla współpracy z analogowymi rejestratorami EKG, o dużym zakresie przesterowania wejścia, wystarczające było wbudowanie analogowego systemu eliminacji zakłóceń (SEZ) w tor przelkowy, gdzie ich amplituda była wielokrotnie większa [8, 9].

Próbowano również, chociaż z mniejszym powodzeniem, rozwiązać to zagadnienie drogą programową [1, 3–5]. Późniejsze próby programowego wyeliminowania zakłóceń skupiły się na wbudowaniu programowego systemu eliminacji zakłóceń do rejestratora EKG. Na podstawie wyników tych prac stworzono cyfrowy rejestrator DEK-631 (ITAM Zabrze), dobrze przygotowany do rejestracji przezprzelkowej stymulacji serca [10].

Tor wejściowy tego rejestratora posiada jednak ograniczenie maksymalnego napięcia odbieranych zakłóceń na poziomie uniemożliwiającym jego zastosowanie do rejestracji stymulacji przezskórnej, w czasie której dużo większa niż dla stymulacji przezprzelkowej część napięcia impulsu odbierana jest łącznie z sygnałem użytecznym. Ten handlowo dostępny sprzętowo-programowy SEZ od impulsów stymulatora z zapisu EKG jest niestety integralną częścią rejestratora DEK-631, co uniemożliwia jego wykorzystanie w trakcie elektrofizjologii nieinwazyjnej z użyciem rejestratorów cyfrowych innych firm, znajdujących się na wyposażeniu pracowni elektrofizjologii. Rejestratory te nie są przygotowane programowo i sprzętowo do eliminacji zakłóceń od impulsów stymulatora nieinwazyjnego. Jakość otrzymywanych zapisów przeważnie uniemożliwia więc wyciąganie właściwych wniosków diagnostycznych.

W Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej w Zabrzu rozwiązano istniejący problem przez opracowanie nowego, analogowego SEZ, odpornego na duże wartości amplitud zakłóceń generowanych w trakcie przezprzelkowej i przezskórnej stymulacji serca. Przyjęto, iż wbudowanie takiego systemu do powszechnie używanych w Polsce stymulatorów

przezprzelkowych SP-5, pozwoli uzyskiwać dobre zapisy EKG zarówno cyfrowymi, jak i analogowymi rejestratorami EKG przy małych i dużych prądach stymulujących.

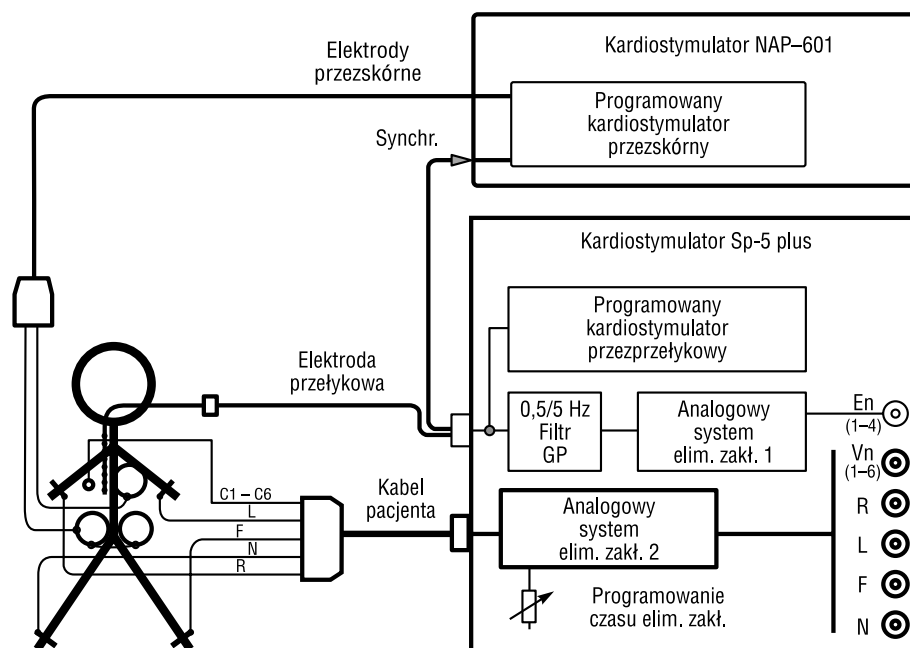
Celem naszej pracy była ocena jakości zapisów przezprzelkowej i przezskórnej stymulacji serca, przy użyciu nowego, analogowego SEZ, zewnętrznego w stosunku do rejestratora EKG. Dodatkowo, na podstawie uzyskanych zapisów, podjęto próbę określania miejsca powstania pobudzenia w czasie przezskórnej stymulacji serca.

Materiał i metody

Przezprzelkową i przezskórną stymulację komór serca prowadzono stymulatorem nieinwazyjnym NAP-601 (ITAM Zabrze) sprzężonym z przezprzelkowym stymulatorem SP-5plus, wyposażonym w torze rejestracji EKG w analogowy SEZ. (Lokalizację SEZ w torze rejestracji przedstawiono na rycinie 1). Nowością analogowego SEZ jest takie przekształcenie sygnału EKG, aby zarówno cyfrowy jak i analogowy rejestrator mógł go zapisać bez zakłóceń uniemożliwiających interpretację.

Do stymulacji przedsionków stosowano elektrodę przelkową EPD-1T zakładaną przez nos. Przedsionki stymulowano w układzie dwubiegunowym, przy dystalnym położeniu bieguna aktywnego. Stymulację komór drogą przezskórną prowadzono w układzie trójelektrodowym, przy położeniu elektrody aktywnej na przedniej powierzchni klatki piersiowej oraz dwóch elektrod biernych symetrycznie w stosunku do kręgosłupa w okolicy krzyżowo-lędźwiowej. Ten układ zapewnia najlepszą tolerancję stymulacji przez osoby przytomne [11]. Położenia elektrody aktywnej na przedniej powierzchni klatki piersiowej były stałe i znajdowały się: pierwsze — w IV przestrzeni międzyżebrowej lewej, 4 cm w lewo od linii pośrodkowej przedniej, drugie — na wysokości między IV i V przestrzenią międzyżebrową, 6 cm w lewo od linii pośrodkowej przedniej, zaś trzecie — na tej samej wysokości 8 cm w lewo od linii środkowej ciała.

Sprawność SEZ oceniono u 15 pacjentów pracowni elektrofizjologii nieinwazyjnej serca, u których można było wykonać diagnostykę na poziomie przedsionków i komór serca. Stymulacją komór serca objęto tylko te osoby, u których do amplitudy impulsu poniżej 80 mA uzyskano skuteczną stymulację komór drogą przezskórną, przy położeniu elektrody aktywnej w IV przestrzeni międzyżebrowej, 4 cm od linii pośrodkowej przedniej. Efektywność SEZ oceniano przy czasie trwania eliminacji zakłóceń 60 i 120 ms, liczonym od początku impulsu sty-



Ryc. 1. Uproszczony schemat połączeń stanowiska badawczego złożonego z kardiostymulatora przezprzełykowego SP-5 i przezskórnego NAP-601. Naniesiony blok analogowego systemu eliminacji zakłóceń w torze odprowadzeń powierzchniowych kardiostymulatora SP-5. Blok ten nie ogranicza możliwości diagnostycznych kardiostymulatora, gdyż nie ogranicza dolnego pasma przebiegu EKG.

Fig. 1. Simplified connection diagram of the examination station consisted of transesophageal cardiostimulator SP-5 and transcutaneous one NAP-601. In the surface leads channel of cardiostimulator SP-5, imposed is the block of analog system for artefacts elimination. This block does not limit the diagnostic possibilities of cardiostimulator, because of non-limiting the lower frequency band of ECG waveform.

mulującego w czasie stymulacji przedsionków i komór serca ze stałą częstością oraz w czasie stymulacji programowanej. Podczas programowanej stymulacji serca oprócz odprowadzeń V_1 i V_6 rejestrowano odprowadzenie przełykowe z poziomu lewego przedsionka. Średnia wieku badanych wyniosła 55 lat (38–68 lat).

U każdego badanego oznaczono próg pobudzenia komór w 3 stałych opisanych poprzednio położeniach elektrody aktywnej. Jako próg pobudzenia przyjmowano najniższą wartość amplitudy prądu impulsu stymulującego, skutecznie pobudzającego komory serca.

Oceniano jakość zapisów uzyskanych przy użyciu rejestratora analogowego atramentowego Mingograf-61 firmy Siemens oraz rejestratorów cyfrowych termicznych Ascard-3 firmy Aspel i AT-10 firmy Schiller. Jakość zapisu klasyfikowano jako dobrą, jeżeli przebiegi rejestrowanych odprowadzeń były równoległe, zaś po zakończeniu pracy SEZ wychylenia nie przekraczały zakresu rejestracji każdego toru.

Dodatkowo na podstawie analizy zapisów uzyskanych w czasie przezskórnej stymulacji serca próbowano określić miejsce pobudzenia, koncentrując się na tym, czy początek pobudzenia rozpoczyna się w prawej, czy lewej komorze. Za kryterium pobudzenia prawej komory przyjęto powstanie w czasie stymulacji serca obrazu elektrokardiograficznego bloku lewej odnogi, zaś za kryterium pobudzenia lewej komory — powstanie obrazu bloku prawej odnogi pęczka Hisa.

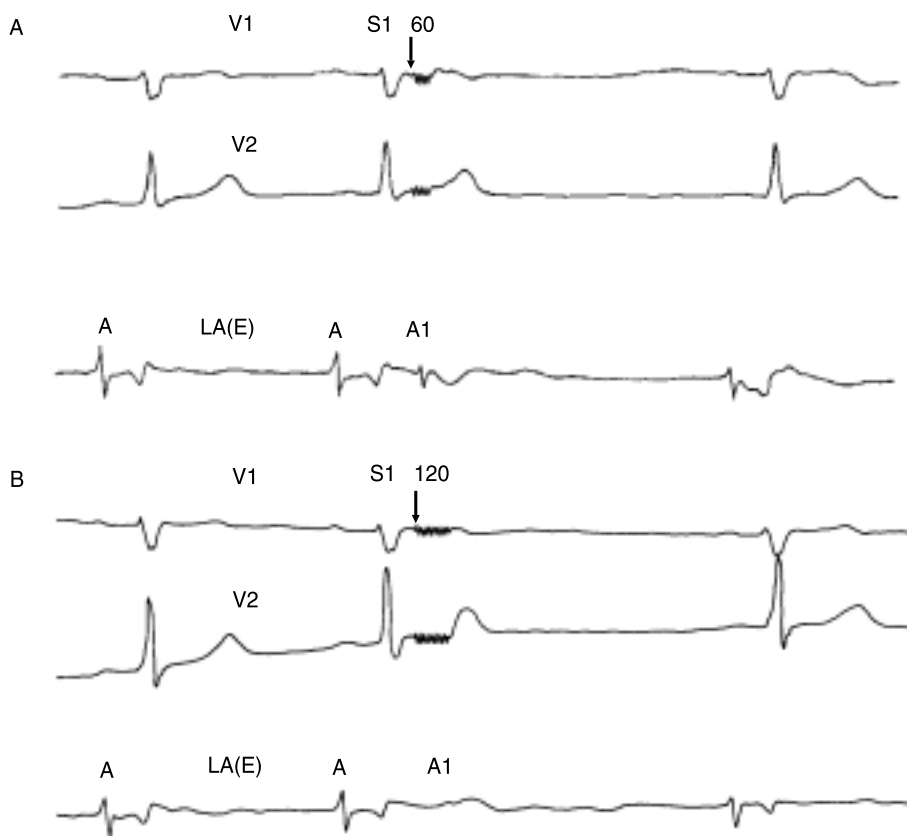
Wyniki

Średni próg pobudzenia przedsionków w badanej grupie wyniósł 8 mA (4–12 mA). Próg pobudzenia komór w badanej grupie dla elektrody aktywnej umieszczonej najbliżej linii pośrodkowej przedniej wyniósł średnio 47 mA, zawierając się w przedziale 33–80 mA. Tylko u 2 spośród 18 badanych najniższy próg pobudzenia komór serca znaleziono w miejscu położonym o 6 cm na lewo od linii pośro-

kowej przedniej. U pozostałych był on najniższy w punkcie oddalonym o 4 cm od linii pośrodkowej przedniej. W punkcie najbliższym mostka uzyskano skuteczną stymulację komór u wszystkich badanych, w punkcie odległym o 6 cm od linii pośrodkowej — u 16 na 18 badanych, zaś w punkcie odległym o 8 cm od linii pośrodkowej — tylko u 8 badanych. W miarę oddalania się od linii pośrodkowej przedniej narastał także próg pobudzenia komór, który w kolejności wyniósł średnio: 50, 63, 86 mA.

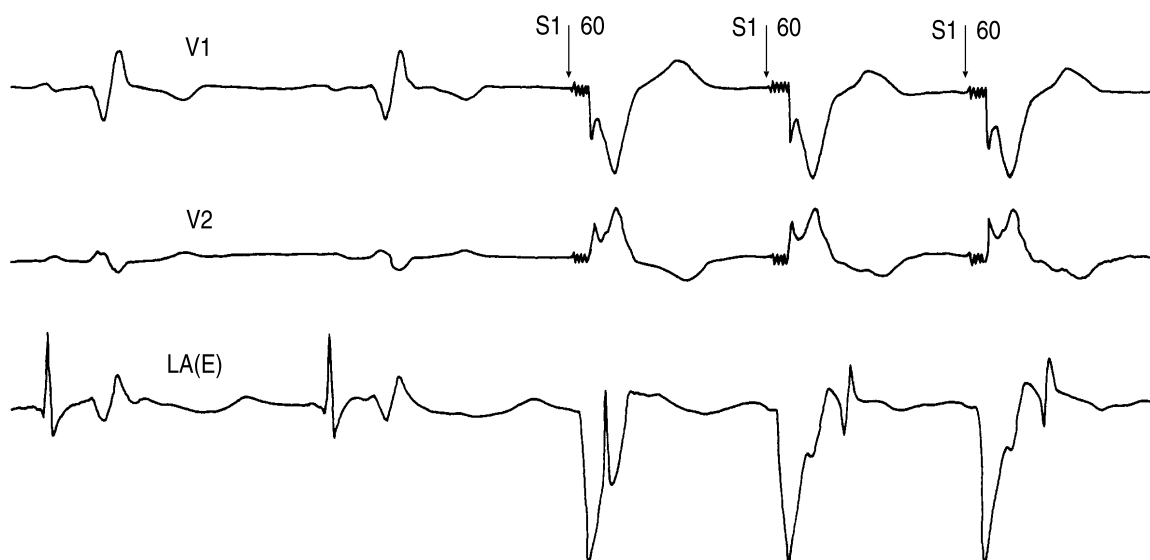
Wszystkie zapisy przezprzełykowej stymulacji przedsionków uzyskane sprawdzanymi rejestratorami były dobrej jakości przy czasie trwania eliminacji zakłóceń równym 60 ms. Przy czasie 120 ms obserwowano w zapisach utratę obrazu wystymulowanych załamek P i R (ryc. 2, 3).

U 11 spośród 18 badanych (61%) zapisy w czasie przezskórnej stymulacji komór serca, uzyskane trzema sprawdzanymi rejestratorami, były dobrej jakości. U 7 spośród 18 badanych w czasie stymulacji wystąpił wyraźny ruch tkanek klatki piersiowej w okolicach odprowadzeń powierzchniowych V_1 i V_6 . Powodowało to niezależnie od typu użytego rejestratora, szczególnie przy czasie eliminacji zakłóceń 60 ms, tworzenie się w odprowadzeniu V_1 dużego artefaktu o dodatnim wychyleniu. U tych pacjentów udało się uzyskać poprawny zapis dopiero po odsunięciu elektrody powierzchniowej w prawo do elektrokardiograficznego punktu V_{3R} . Podobne problemy występowały w odprowadzeniu V_6 przy stymulacji z punktu oddalonego o 6 cm w lewo od linii pośrodkowej przedniej, powodującej wyraźny



Ryc. 2. Przezprzełykowa programowana stymulacja przedsionków typu S1 z czasem sprzężenia 300 ms. Przy czasie eliminacji zakłóceń 60 ms (część górna) wyraźnie widoczny wystymulowany obraz pobudzenia przedsionków (A1), który staje się niewidoczny przy czasie eliminacji 120 ms. W odprowadzeniach powierzchniowych (V_1, V_6), czas eliminacji 60 ms daje w porównaniu do 120 ms zdecydowanie lepszy wgląd w morfologię odcinka ST. V_1, V_6 — odprowadzenia powierzchniowe, LA(E) — odprowadzenie przełykowe z poziomu lewego przedsionka. Szybkość zapisu 50 mm/s.

Fig. 2. Transesophageal programmed atrial stimulation of type S1 with coupling time equal to 300 ms. At artefacts elimination duration equal to 60 ms (upper part), clearly visible is an induced image of atria excitation (A1), which becomes invisible at 120 ms. In surface leads (V_1, V_6), elimination duration 60 ms, in comparison to 120 ms, yields decidedly better insight into morphology of ST segment. V_1, V_6 — surface leads, LA(E) — esophageal lead from the left atrium level. Recording speed 50 mm/s.



Ryc. 3. Zapis włączenia skutecznej przezskórnej stymulacji komór serca impulsami o amplitudzie 55 mA u pacjenta z blokiem prawej odnogi pęczka Hisa, przy czasie trwania eliminacji zakłóceń 60 ms. W odprowadzeniach V_1 i V_6 tuż po impulsach widoczna niestabilność zapisu EKG. S1, S2 — impulsy stymulujące. Organizacja zapisu jak w rycinie 2.

Fig. 3. Record of „switching on” the effective transcutaneous stimulation of heart ventricles by means of impulses with an current 55 mA at artefacts elimination duration 60 ms in patient with right bundle-branch block. In leads V_1 and V_6 , just after the impulses, the instability of ECG record is visible. S1, S2 — stimulating impulses. Record arrangement as in Fig. 2.

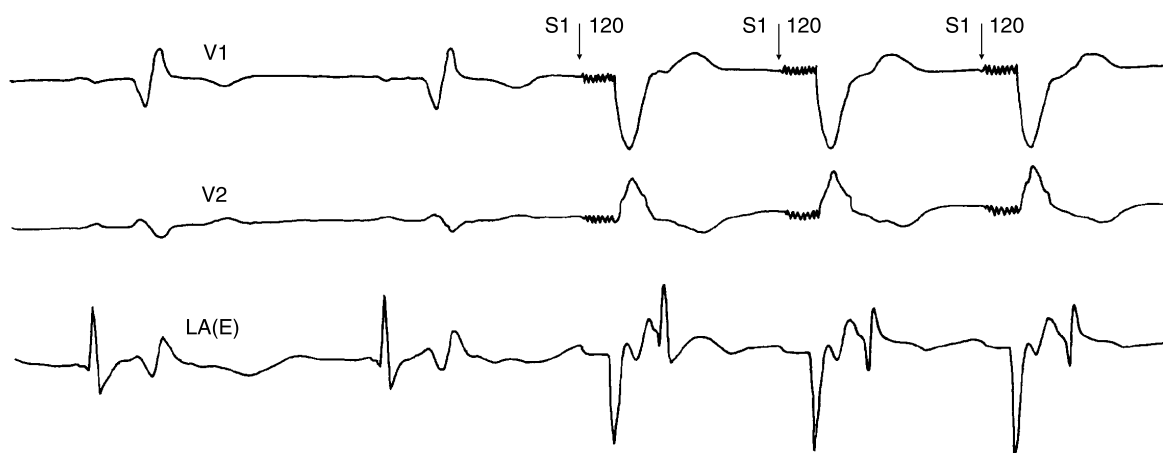
ruch w pobliżu elektrody V_6 . Również w tym przypadku przesunięcie elektrody do punktu V_7 zapewniło poprawny zapis EKG. W punkcie odległym o 8 cm od linii pośrodkowej przedniej u 4 badanych z programami pobudzenia większymi od 85 mA bardzo duże zakłócenia w odprowadzeniach V_1 i V_6 uniemożliwiały określenie miejsca pobudzenia serca.

Przy położeniu elektrody aktywnej w odległości 4 cm od linii pośrodkowej u 14 badanych uzyskano obraz elektrokardiograficzny pobudzenia prawej komory (ryc. 4). Na rycinach można zauważyć wpływ czasu trwania tłumienia na stabilność zapisu bezpośrednio po zakończeniu tłumienia. Przy czasie eliminacji zakłóceń 60 ms w odprowadzeniach V_1 i V_6 widoczne są artefakty, które zniknęły przy jego wydłużeniu do 120 ms. U pozostałych 4 badanych uzyskano obraz jednakowego dodatniego i ujemnego wychylenia w V_1 i V_6 podobnego do obrazu EKG w odprowadzeniu V_4 , z nieznacznym tylko skróceniem zespołu QRS. Obraz taki mógłby przemawiać za pobudzeniem przegrody międzykomorowej. Natomiast przy 6-centymetrowym odleganiu od linii pośrodkowej pobudzenie prawej komory wystąpiło u 12 badanych, a przegrody międzykomorowej — u 6 badanych. W odległym o 8 cm

położeniu elektrody aktywnej u 5 spośród 8-osobowej grupy wystąpiły cechy pobudzenia lewej komory, a u 3 — cechy pobudzenia przegrody międzykomorowej.

Dyskusja

Celem naszej pracy była ocena działania analogowego SEZ z zapisów EKG przy małych i dużych amplitudach prądu, które występują w czasie nieinwazyjnej przezprzełykowej i przezskórnej stymulacji serca. Pacjenci, u których dokonano takiego kompleksowego nieinwazyjnego badania elektrofizjologicznego, stworzyli szansę na ocenę nowego systemu. Zakres stosowanych amplitud impulsu stymulatora był u tych badanych bardzo duży i wynosił 4–104 mA. Analogowy SEZ pozwolił uzyskać zarówno przy użyciu rejestratora analogowego, jak i rejestratorów cyfrowych dobre zapisy we wszystkich przypadkach przezprzełykowej stymulacji przedsionków. Z całą pewnością przy czasie tłumienia zakłóceń równym 60 ms nowy analogowy SEZ okazał się bardziej skuteczny dla diagnostycznej stymulacji przedsionków. Taki czas trwania eliminacji zakłóceń pozwalał analizować wystymulowany za-



Ryc. 4. Zapis dla warunków stymulacji jak w rycinie 3, lecz przy czasie trwania eliminacji zakłóceń 120 ms. W odprowadzeniach V_1 i V_6 widoczna wyraźna poprawa jakości zapisu. S1, S2 — impulsy stymulujące. Organizacja zapisu jak w rycinie 2.

Fig. 4. The record at stimulation conditions as in Fig. 3, however at artefacts elimination duration 120 ms. In the leads V_1 and V_6 , distinct betterment of record quality is visible. S1, S2 — stimulating impulses. Record arrangement as in Fig. 2.

łamek P i R, zaś w czasie oceny rezerwy wieńcowej dawał także lepszy wgląd w odcinek ST. Uzyskana jakość zapisów rejestratorami cyfrowymi osiągnęła więc ponownie poziom, który stymulator SP-5 zapewniał poprzednio dla rejestratorów analogowych [8]. W czasie przezskórnej stymulacji komór serca nowy analogowy SEZ pozwolił uzyskać zarówno przy użyciu rejestratora analogowego, jak i rejestratorów cyfrowych dobre zapisy aż u 61% badanych. Po korekcji położenia elektrod EKG także u pozostałych 39% badanych otrzymano diagnostycznie użyteczne zapisy. Przyczyny początkowo dużych zakłóceń w drugiej grupie badanych należy szukać nie tylko w dużej amplitudzie impulsu stymulującego, ale również w wyzwalanym przez stymulację ruchu mięśni szkieletowych znajdujących się pod elektrodami EKG. Sądzymy, że powstający ruch skóry względem elektrody rejestrującej jest powodem generowania zmiennego potencjału kontaktowego, którego czas trwania przekracza znacznie czas działania analogowej eliminacji zakłóceń. Taką interpretację potwierdza zmniejszenie lub ustąpienie zakłóceń po przesunięciu elektrody do strefy o mniejszym ruchu mięśni szkieletowych. Takie postępowanie, ze względu na rozległy ruch tkanek klatki piersiowej, okazało się nieskuteczne u czterech badanych z progami pobudzenia większymi od 85 mA, uzyskanymi przy położeniu elektrody aktywnej w odległości 8 cm od linii środkowej ciała. Natomiast przy nieobecności ruchu mięśni

szkieletowych, u jednego z badanych zapis pozostał poprawny nawet przy amplitudzie impulsu stymulującego wynoszącej 104 mA. Przedstawione obserwacje wskazują, że znaczny ruch klatki piersiowej w czasie przezskórnej stymulacji serca stanowi jedyne ograniczenie dla uzyskania wystarczająco dobrych dla diagnostycznej interpretacji zapisów w czasie przezskórnej stymulacji serca. Zapisy otrzymane przy czasie trwania eliminacji zakłóceń równym 60 ms charakteryzowały się nieco mniejszą stabilnością, co utrudniało interpretację obrazu EKG, ale nie powodowało jego zupełnej dezorganizacji. Dlatego dla przezskórnej stymulacji komór należy przyjąć czas trwania eliminacji zakłóceń 120 ms jako wartość optymalną dla uzyskania dobrej jakości zapisów EKG przy użyciu rejestratorów cyfrowych.

Dotychczasowe próby określenia miejsca powstania pobudzenia w czasie przezskórnej stymulacji serca u ludzi opierały się albo na zawodnej analizie zmiany osi elektrycznej serca, albo na ocenie echokardiograficznej serca w czasie stymulacji [7]. Natomiast w eksperymencie na zwierzętach posługiwano się do tych celów zapisem mappingowym rozchodzenia się pobudzenia w sercu [2]. Pewnym, ale orientacyjnym sposobem oceny miejsca pobudzenia w komorach serca jest obraz 12 odprowadzeń powierzchniowych standardowego elektrokardiogramu. Dzięki nowemu analogowemu SEZ udało się po raz pierwszy uzyskać takie zapisy. Pozwoliły one określić miejsce powstania pobudzenia w sercu

podczas przezskórnej stymulacji komór dla 3 różnych położeń elektrody aktywnej. Nasze badania wykazały, że przy lokalizacji elektrody aktywnej w punkcie najbardziej zbliżonym do mostka zastosowany układ trójelektrodowy inicjował pobudzenie głównie w prawej komorze. Natomiast obraz aktywacji lewej komory serca zapewniał układ trójelektrodowy dopiero przy największym oddaleniu elektrody aktywnej od linii pośrodkowej przedniej. Dotychczas stosowany w stymulacji przezskórnej serca układ dwuelektrodowy pozwalał również sterować miejscem pobudzenia, ale wymagało to istotnych zmian położenia obu elektrod [6].

Wnioski

1. Zastosowany analogowy SEZ, zewnętrzny w stosunku do rejestratora EKG, zapewnia dobrą jakość zapisu w czasie przezprzetykowej stymulacji przedsionków oraz w czasie przezskórnej stymulacji komór serca, niezależnie od typu użytego rejestratora.
2. Jakość zapisu standardowego elektrokardiogramu, uzyskana przy użyciu analogowego SEZ, pozwala na orientacyjne określenie miejsca powstania pobudzenia w sercu.

Streszczenie

Eliminacja zakłóceń zapisu EKG

Cel pracy: Ocena jakości zapisów EKG nieinwazyjnej stymulacji serca przy użyciu nowego analogowego systemu eliminacji zakłóceń, zewnętrznego w stosunku do rejestratora.

Materiał i metody: Przezprzetykową (w układzie dwubiegunowym) stymulację przedsionków i przezskórną (w układzie trójelektrodowym) stymulację komór serca prowadzono stymulatorem nieinwazyjnym NAP-601 (ITAM Zabrze), sprzężonym z przezprzetykowym stymulatorem SP-5plus, wyposażonym w torze rejestracji EKG w analogowy system eliminacji zakłóceń od impulsów. Sprawność systemu oceniono u 15 pacjentów przy czasie trwania eliminacji zakłóceń wynoszącym 60 i 120 ms.

Wyniki: Próg pobudzenia przedsionków i komór serca znajdował się w przedziale 4–110 mA. Dobra jakość zapisów EKG zarówno z powierzchni, jak i z przetyku, uzyskana dzięki nowemu systemowi, pozwoliła na uwidocznienie wystymulowanych załamek P i R oraz na identyfikację miejsca pobudzenia w lewej lub prawej komorze serca. Czas trwania eliminacji zakłóceń równy 60 ms okazał się bardziej przydatny przy stymulacji przezprzetykowej przedsionków, zaś 120 ms — przy stymulacji przezskórnej komór serca.

Wnioski: Analogowy system eliminacji zakłóceń zapewnia dobrą dla interpretacji jakość zapisu EKG w czasie przezprzetykowej i przezskórnej stymulacji serca, niezależnie od typu użytego rejestratora. Ograniczeniem dla efektywnego działania systemu mogą być jedynie zakłócenia w zapisie EKG — powodowane przez znaczny ruch tkanek klatki piersiowej, powstający w czasie przezskórnej stymulacji serca przy prądach większych od 80 mA. (Folia Cardiol. 1999; 6: 409–416)

kardiostymulacja nieinwazyjna, kardiostymulacja diagnostyczna, eliminacja zakłóceń od impulsów z zapisu EKG

Piśmiennictwo

1. Benson D.W. Jr, Jadvar H., Strasburger J.F. Utility of stimulus artifact suppressor for transesophageal pacing. *Am. J. Cardiol.* 1990; 65: 393–394.
2. Birkui PJ, Savard P, Helie F. Ventricular epicardial mapping during external cardiac pacing in dogs, *RBM* 1994; No 3/4: 116–119.
3. Jadvar H., Jenkins J.M., Hsia P.W., Computer processing of electrocardiogram during transesophageal atrial pacing-induced stress. *J. Electrocardiol.* 1987; 20 supl. 106–107.
4. Jadvar H., Jenkins J.M., Arzbaeher R.C. A system for simultaneous esophageal atrial pacing and ventricular recording in computer analysis of posterior ischemia, *J. Electrocardiol.* 1989; 22 (supl.): 248–252.
5. Jadvar H., Jenkins J.M., Stewart R.E. Computer analysis of the electrocardiogram during esophageal pacing cardiac stress. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1991; 38: 1089–1099.
6. Luck J.C., Markel M.L. Noninvasive cardiac pacing for ventricular tachycardia: feasibility of electrophysiological testing. W: *Noninvasive transcutaneous cardiac pacing.* red. Birkui P.J., Trigano J.A., Zoll P.M., Futura Publishing Company, Inc. Mount Kisco, NY 1993; 107–119.
7. Madsen J.K. Echocardiographic evaluation of left ventricular function during noninvasive transcutaneous cardiac pacing, P.M. Futura Publishing Company, Inc. Mount Kisco 1993. W: *Noninvasive transcutaneous cardiac pacing,* Birkui P.J., Trigano J.A., Zoll P.M. red. Futura Publishing Company, Inc. 1993; Mount Kisco, NY: 131–149.
8. Prochaczek F., Gałęcka J., Stopczyk M. A method of esophageal electrogram recording for diagnostic atrial and ventricular pacing, *PACE* 1990; 13: 1136 (streszczenie).
9. Prochaczek F., Gałęcka J., The effect of suppression of the distortion artifact during transcutaneous pacing on the shape of the QRS complex, *PACE* 1990, 13: 2022.
10. Prochaczek F., Gibiński P., Gałęcka J. Significance of stimulator impulse artefact suppression for digital ecg recording quality during transesophageal heart stimulation, *Heart Web* 1996; 2 (<http://www.webaxis.com/heartweb/1196/pacing0022.htm>).
11. Prochaczek F., Birkui P.J., Gałęcka J., Jarczok K. Is the new electrode configuration a break point in transcutaneous cardiac pacing tolerance? *RBM* 1994; 16: 98 (streszczenie).