

## Podstawowe zasady oceny stymulacji serca w elektrokardiografii

### *The evaluation of pacemakers' ECG tracings – basic concepts*

**Dariusz Kozłowski**

Klinika Kardiologii i Elektroterapii Serca, II Katedra Kardiologii, Gdański Uniwersytet Medyczny

W cyklu *pogadank o elektrokardiografii* omówiliśmy już zagadnienia dotyczące pochodzenia rytmu, tak przedsionkowego jak i komorowego, różnicowanie częstoskurczów (z wąskimi QRS-ami jak i z szerokimi) a także zaburzenia przewodzenia (na wszystkich poziomach układu przewodzącego serca). Przyszła więc kolej na zajęcie się tematyką zasad oceny elektrostymulacji w 12-odprowadzeniowym elektrokardiogramie.

### Zasady oceny stymulacji w elektrokardiografii

Tak jak w poprzednich częściach *Pogadank*, analizę elektrokardiograficzną rytmów stymulowanych zaczniemy od podstawowych zasad elektrokardiografii. Na potrzeby specyficznej oceny, jaką jest elektrostymulacja, artykuł ten rozszerzymy o ocenę artefaktu stymulacji, typów pobudeń wystymulowanych i ocenę osi elektrycznej serca. Badanie elektrokardiograficzne jest bowiem nadal najczęstszą techniką diagnostyczną stosowaną w kardiologii. Jego interpretacja pozostaje żmudną pracą i musi być wnikliwą obserwacją. Wielki specjalista w tej dziedzinie, Leo Shamroth sformułował bardzo cenną zasadę do oceny zapisu czynności elektrycznej serca: „znajdujemy to, czego szukamy, rozpoznajemy to, co znamy”. W związku z tą zasadą patrząc na elektrokardiogram należy sobie najpierw zadać pytanie, czego w nim poszukujemy? Od tego bowiem uzależnimy zastosowanie metody poszukiwawczej, czyli odpowiedniego algorytmu. Jeśli szukamy częstoskurczu (bo chory odczuwa kołatanie serca) – to analizujemy algorytm na wąskie lub szerokie zespoły. Jeśli zmian w zakresie ostrych zespołów wieńcowych (bo chory ma właśnie dolegliwości wieńcowe) – to analizujemy odcinek ST-T, załamki Q i załamki R. Jeśli chcemy określić prawidłowość stymulacji odpowiedniej jamy serca (bo chory ma implantowany stymulator serca) to oceniamy morfologię wystymulowanej fali P (czyli wystymulowanego załamka przedsionkowego) czy fali R (wystymulowanego zespołu komorowego).

Powyższa reguła w pełni obowiązuje w diagnostyce różnicowej różnych zmian, które można napotkać w zapisie elektrokardiograficznym. Nie należy jednak zapominać, że podstawową rzeczą jest przede wszystkim ocena pracy serca – a mówiąc szczegółowiej, ocena rytmu serca (czyli bodźcotwórczość). Trzeba dobrze rozróżnić rytm własny od stymulowanego i właściwie ustalić stosunki panujące między nimi. Dopiero po ustaleniu rytmu powinniśmy ocenić jak powstały rytm się przewodzi (przez własne drogi przewodzące, czy „przez stymulator”). Właściwie na końcu pozostaje ocena pozostałych patologii w zapisie EKG (odchylenia w zapisie elektrokardiograficznym wskazujące na występowanie patologii). Zaczynamy więc zawsze od ważnej sprawy, jaką jest ocena podstawowego rytmu, czyli rytmu zatokowego. Zanim dokładnie przeanalizujemy właściwości rytmu stymulowanego – przypomnienie kilku podstawowych zasad dotyczących elektrokardiografii.

### Zasada pierwsza – elektrody i płaszczyny

Na początku odnieść się do podstawowych zasad zapisu elektrokardiogramu. Zasady, o których należy przy tym pamiętać, obejmują właściwie dwie podstawowe przedstawione poniżej. Główna dotyczy układu elektrod, który jest przedstawiony na rycinie 1.

#### A. Odprowadzenia

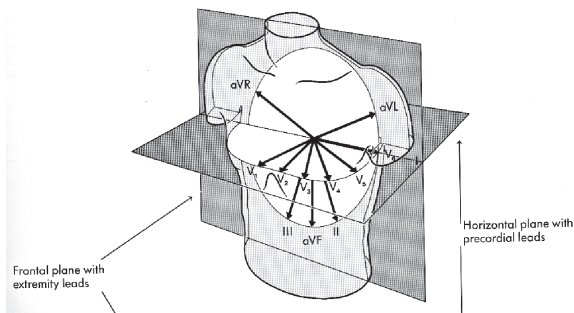
- a) kończynowe
  - np: - dwubiegunowe (I,II,III)
  - jednobiegunowe (aVR, aVL, aVF)
- b) przedsercowe
  - np: - jednobiegunowe standardowe (V1-V6)
  - jednobiegunowe niestandardowe (V7-V9)
  - jednobiegunowe prawokomorowe (V1R-V6R)

#### B. Częstość akcji serca

- a) przesuw papieru
  - np: - 25mm/s: 1mm=0.04s=40ms & 5mm=0.2s=200ms
  - 50mm/s: 1mm=0.02s=20ms & 5mm=0.1s=100ms
- b) częstość rytmu
  - np: - 25mm/s: 1500:RR(mm) - 25mm/1sek x 60 sek=1500/1min
  - 50mm/s: 3000:RR(mm)
  - 25mm/s: co 5mm(duży kwadrat): 300/150/100/75/60/50/42/37/33/30

Rycina 1. Układ elektrod w standardowym elektrokardiogramie (*źródło własne*)

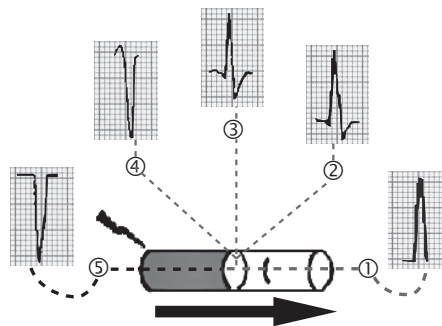
Układ elektrod obejmuje 12 odprowadzeń: 6-kończynowych i 6-przedsercowych. Elektrody kończynowe są ułożone w płaszczyźnie czołowej (I, II, III, aVR, aVL, aVF), zaś elektrody przedsercowe są ułożone w płaszczyźnie poziomej (V1-V6). Dlaczego jest to takie ważne? Jeśli elektrody kończynowe są ułożone w płaszczyźnie czołowej, to mogą one zbierać kierunki rozchodzenia się impulsu tylko w tej płaszczyźnie. Oznacza to, że w płaszczyźnie elektrod kończynowych możemy powiedzieć o rozchodzeniu się frontu depolaryzacji w kierunkach: z góry na dół czy z dołu do góry. Jeśli będziemy chcieli określić kierunek impulsu w tej płaszczyźnie w przedsionkach – to zanalizujemy morfologię załamka P, a w komorach – oczywiście wychylenie zespołu QRS (załamek R tego zespołu). Z kolei używając elektrod przedsercowych możemy się wypowiedzieć na temat płaszczyzny poziomej, czyli kierunków pomiędzy ścianami serca przednią i tylną oraz bocznymi. Dlatego tak łatwo potrafimy oceniać przebyty zawał serca na ścianie bocznej, przedniej itd. W przypadku ściany dolnej – to „przerzucamy się” na elektrody kończynowe. Dokładny rysunek płaszczyzn przedstawiono na rycinie 2.



Rycina 2. Płaszczyzny serca odpowiednio odwzorowane w układzie elektrod (źródło: Sandoe E., Sigurd B. *Arrhythmia – diagnosis and management*. Fachmed AG Verlag fuer Fachmedien 1991)

### Zasada druga – pisak

Pisak elektrody odbierającej impulsy z serca, kiedy front depolaryzacji zbliża się do tej elektrody wychyla się zawsze do góry. Kiedy zaś aktywacja elektryczna mięśnia serca oddala się od elektrody rejestrującej to pisak wychyla się w dół. Czyli elektrokardiogram działa jak typowy męczyzna. Bowiem jeśli front podniecenia (czytaj-depolaryzacji) zbliża się do obiektu męskiego, to jego pisak idzie... oczywiście w górę. Kiedy zaś się oddala to idzie w dół, czyli opada. Tak samo działa elektrokardiograf. Myślę więc, że zasada pisaka jest bardzo prosta. Dla dokładniejszego zobra-

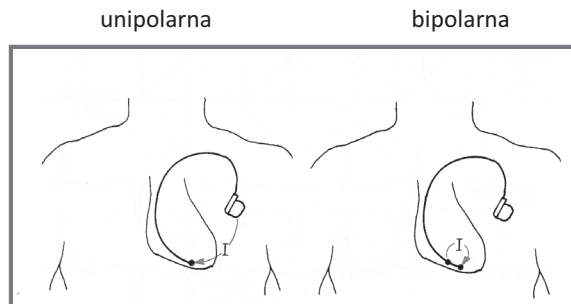


Rycina 3. Wychylenie pisaka elektrokardiogramu w zależności od kierunku rozchodzenia się frontu pobudzenia (źródło: Sandoe E., Sigurd B. *Arrhythmia – diagnosis and management*. Fachmed AG Verlag fuer Fachmedien 1991)

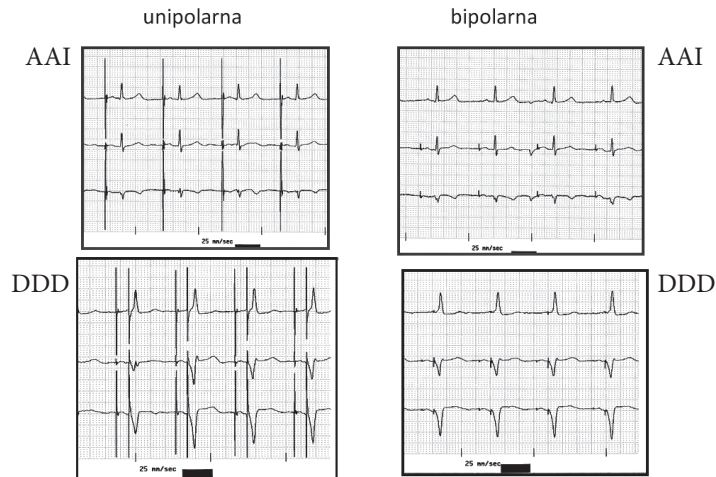
zowania przedstawię ją jednak na odpowiednich rycinach (rycina 3).

### Zasada trzecia – artefakt stymulacji

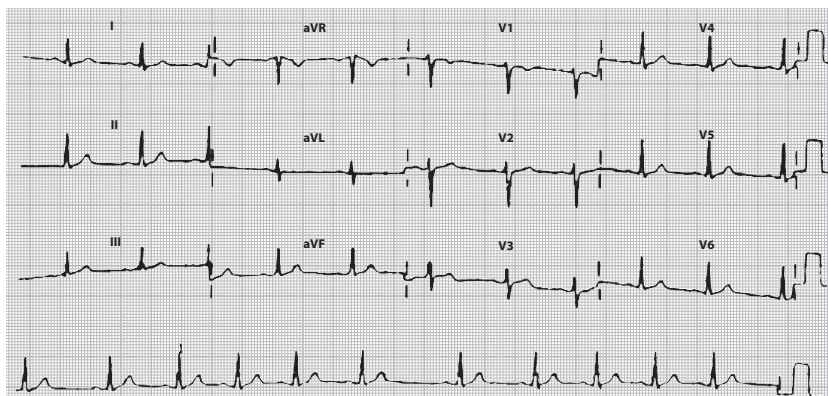
Czynność sztucznego rozrusznika obserwujemy w elektrokardiogramie w postaci artefaktu stymulacji, czyli iglicy. Stanowi ona bezpośredni wykładnik impulsu rozrusznika. W elektrokardiogramie uwidacznia się ona jako krótkoczasowe wychylenie (cienka kreska) o czasie trwania nie dłuższym niż 0.5 ms dla stymulatorów jednojamowych. W stymulatorach dwuprzedsińkowych i dwukomorowych wychylenie może być dłuższe (0.6-0.8 ms). Najczęściej, pod względem fazowości, składa się z 2 faz: dodatniej i ujemnej, które są ułożone prostopadle do linii izoelektrycznej. Amplituda artefaktu stymulacji zależy głównie od napięcia prądu stymulującego serce, ale nie tylko. Także od odległości między elektrodami a rozrusznikiem, czy umieszczenia elektrod odbiorczych. To, co jest jednak najważniejsze – to stymulacja może mieć charakter jednobiegunowy i dwubiegunowy (rycina 4).



Rycina 4. Zasada stymulacji jednobiegunowej i dwubiegunowej (źródło: książeczka stymulatorowa)



Rycina 5. Zapis elektrokardiograficzny artefaktu stymulacji w standardowym elektrokardiogramie (źródło własne)



Rycina 6. Zapis elektrokardiograficzny własnych zespołów komorowych w standardowym elektrokardiogramie (źródło: Zimmerman F.H.: *Clinical Electrocardiography. PreTest self-assessment and review.* McGraw-Hill Inc, New York 1994)

Stymulacja jednobiegunowa unipolarna charakteryzuje się wysoką amplitudą artefaktu (czyli kreski), co oznacza, że jest dobrze widoczna w standardowym elektrokardiogramie. Iglice są wówczas wysokie i dwufazowe, co wynika z wektora impulsu, który przebiega między elektrodą stymulującą a odległą. Stymulacja elektrodą dwubiegunową bipolarną cechuje się iglicami małymi. Na rycinie 5 przedstawiono dwa tryby stymulacji serca: AAI i DDD. Panel górny to jednojamowa stymulacja przedsionkowa (AAI), natomiast pod spodem zobrazowano stymulację dwujamową przedsionkowo-komorową (DDD). W kolumnie lewej występują obydwie wyżej wymienione stymulacje w układzie jednobiegunowym. Bardzo dobrze widoczne są wysokie amplitudy artefaktów stymulacji – przedsionkowej i komorowej. Natomiast

po prawej stronie ryciny – te same tryby stymulacji w układzie dwubiegunowym. Proszę zwrócić uwagę, że w pierwszych odprowadzeniach artefakty praktycznie są niewidoczne. Dopiero w kolejnych dają się zauważyć małe „piki” stymulacji odpowiednio przedsionków i komór (rycina 5).

#### Zasada czwarta – typy pobudzeń wystymulowanych

Odpowiedź na impuls rozrusznika właściwie może być trojakiemu rodzaju: (1) zespół czysto wystymulowany – *paced*, (2) zespół zsumowany – *fusion*, (3) zespół pseudozsumowany – *pseudofusion*, (4) zespół pseudopseudozsumowany – *pseudopseudofusion*. Najłatwiej będzie mi przedstawić wyżej wyszczególnione typy pobudzeń wystymulowanych na podstawie sty-

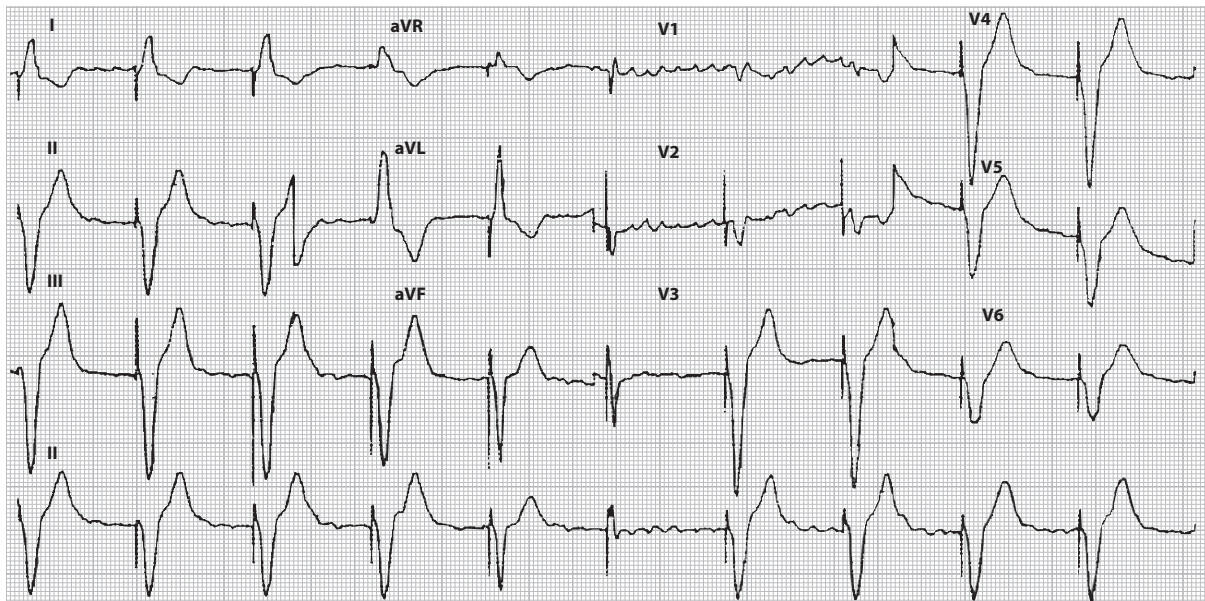
mulacji komorowej, w której powstaje zespół komorowy QRS. Prawidłowy, własny zespół komorowy jest wąski (80 ms) i różnie ukształtowany w odpowiednich odprowadzeniach: od morfologii rS (V1) przez RS, qRS, qRs (V3-V4) do qR (V5). Przedstawia to kolejna rycina 6.

W rytmie pobudzonym przez stymulator czysto, tj. w pełni *wystymulowany zespół* (1) komorowy jest szeroki (120 ms) o morfologii bloku lewej odnogi pęczka Hisa (najczęściej lewej, ponieważ stymuluje się głównie komorę prawą). Taki poszerzony zespół o morfologii bloku śródkomorowego i poprzedzony artefaktem stymulacji – jest czysto wystymulowanym pobudzeniem komorowym (rycina 7). Oznacza to, że komora kurczy się tylko pod wpływem impulsu elektrycznego pochodzącego ze stymulatora.

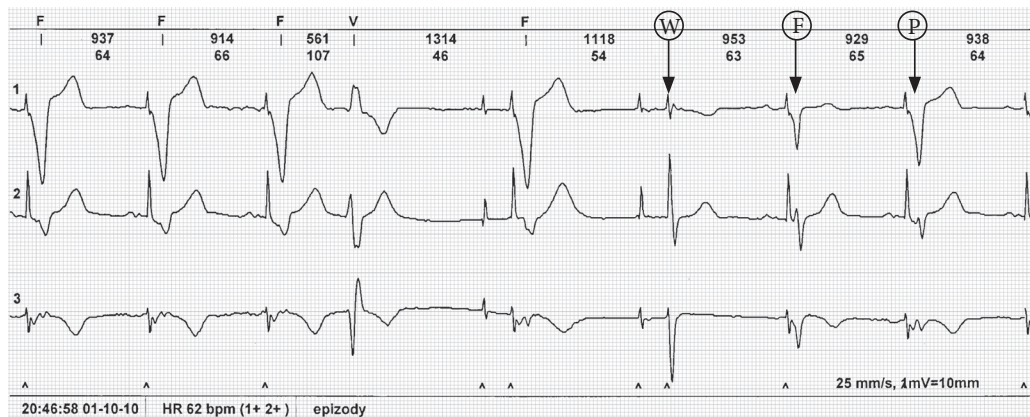
Oprócz takich czysto wystymulowanych zespołów komorowych, w zapisach elektrokardiograficznych dokonanych podczas stymulacji serca mogą występować także inne formy pobudzeń stymulowanych. Czasem zdarza się, że rytm stymulowany nakłada się w czasie na pobudzenie własne i powstaje wówczas *pobudzenie zsumowane* (2). Zsumowana depolaryzacja komorowa wynika z szybkiego przewodzenia przez natywny układ His-Purkinje (bodziec własny) i równocześnie wolniejszego przewodzenia przez zwykłe komórki miokardium pobudzone przez stymulator (impuls ze stymulatora). Zespoły zsumowane mają więc postać pośrednią pomiędzy zespołami własnymi i wystymulowanymi.

Są dzięki temu trochę węższe niż czysto wystymulowane, a nieco szersze niż własne. Proszę zaobserwować wszystkie trzy typy zespołów komorowych na kolejnej rycinie (rycina 8), która tym razem jest zapisem elektrokardiograficznym metodą Holtera. W 3-kanałowym zapisie stymulatora dwujamowego DDD (pracującego głównie w trybie VAT) można zauważyć, że pobudzenie 6. – jest własnym zespołem komorowym QRS, pobudzenie 7. – jest zespołem zsumowanym, a kolejne 8. – jest zespołem w pełni wystymulowanym. Zespoły zsumowane pod względem morfologicznym mają cechy spontanicznego zespołu komorowego i zmodyfikowanego jak w bloku odnogi LBBB. Taki pojedynczy zespół zsumowany przedstawiono na elektrokardiogramie z ryciny 9 (pierwsze pobudzenie w odprowadzeniach kończynowych I, II i czwarte pobudzenie w rhythm strip II).

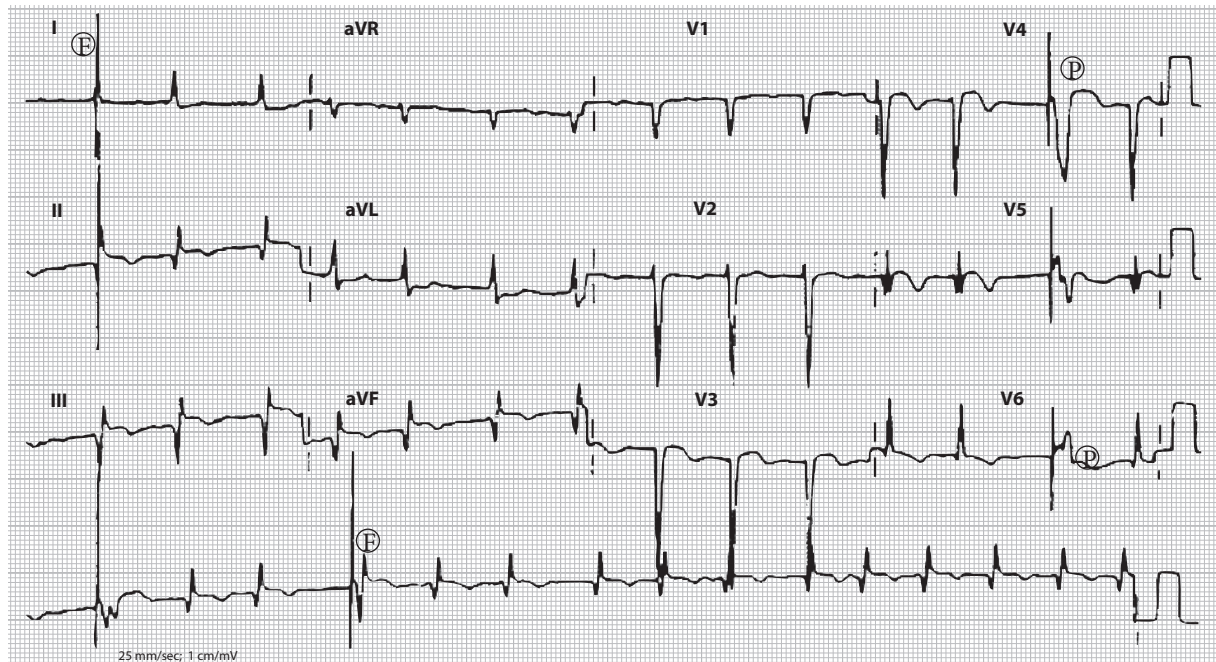
Kolejnym rodzajem bodźca prowokowanego przez układ stymulujący jest *zespół pseudozsumowany* (3). Jego powstanie jest uzależnione od odpowiedniej sytuacji klinicznej, w której dochodzi do hamowania się stymulatora. Prawidłowo rozrusznik serca hamuje się wówczas, gdy elektrogram wewnątrzsercowy wygeneruje odpowiednie napięcie. Jednak w tym samym czasie w elektrokardiogramie z powierzchni ciała może się już zapisać znaczna część własnego zespołu komorowego. Stymulator może wtedy wysłać impuls komorowy w czasie trwania spontanicznego zespołu, a to oznacza, że impuls ze stymulatora przypadnie w re-



Rycina 7. Zapis elektrokardiograficzny stymulacji DDD, w której zespoły komorowe są w pełni wystymulowane („czysta stymulacja”) (źródło własne)



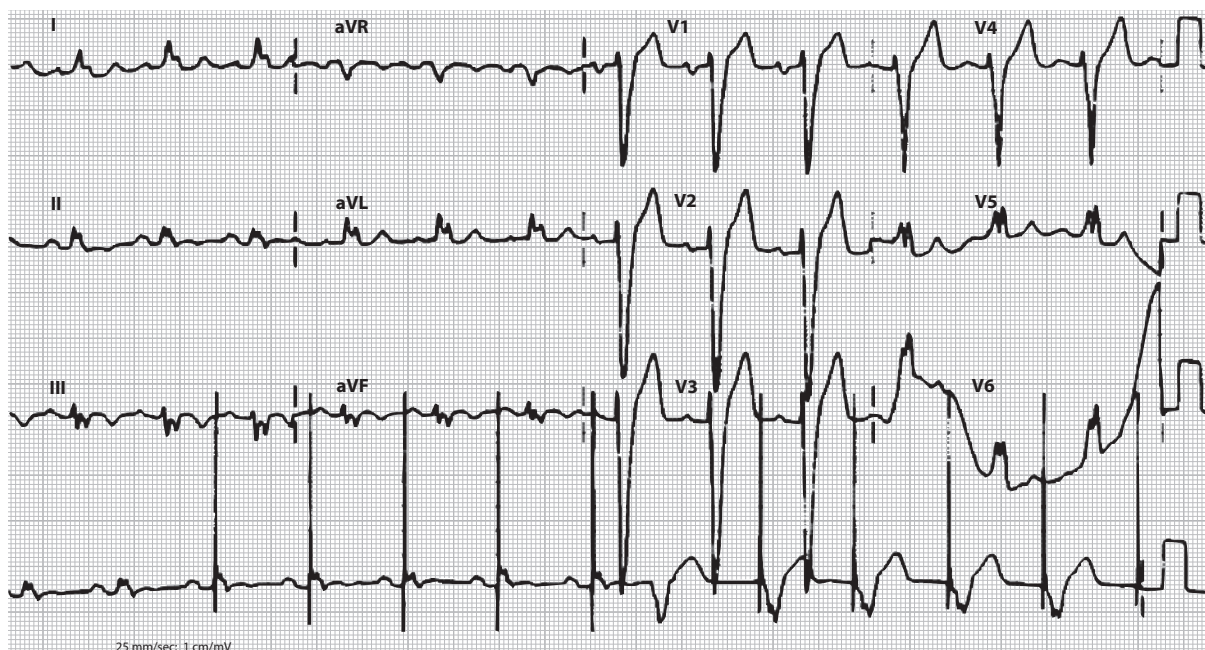
Rycina 8. Zapis elektrokardiograficzny zespołów komorowych *zsumowanych* w zapisie holterowskim. Legenda: W – spontaniczny zespół komorowy, F – fuzja, zsumowany zespół komorowy, P – pacing, w pełni wystymulowany zespół komorowy (źródło własne)



Rycina 9. Zapis elektrokardiograficzny artefaktu stymulacji w standardowym elektrokardiogramie. Legenda: W – spontaniczny zespół komorowy, F – zsumowany zespół komorowy, P – pacing, w pełni wystymulowany zespół komorowy (źródło: Zimmerman F.H.: *Clinical Electrocardiography. PreTest self-assessment and review.* McGraw-Hill Inc, New York 1994)

frakcji bezwzględnej mięśnia komory. Nie jest wówczas w stanie wywołać depolaryzacji komory. Artefakt takiej stymulacji występuje w standardowym zapisie tuż po początku zespołu QRS. Takie pobudzenie nosi nazwę pseudofuzji (*pseudofusion*) albo pobudzenia pozornie zsumowanego albo inaczej mówiąc – pseudozsumowanego (rycina 10).

Analogicznie do zespołu pseudozsumowanego może powstawać kolejny typ zespołu wystymulowanego zwany jednak *pseudopseudozsumowanym* (4). Jego powstanie wynika z tego, że w stymulatorach dwujamowych, występuje możliwość pojawienia się artefaktu stymulacji przedsionkowej z początkiem trwania spontanicznego zespołu komorowego QRS.



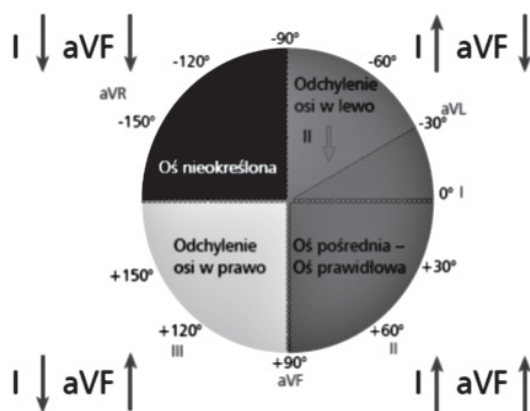
Rycina 10. Zapis elektrokardiograficzny artefaktu stymulacji w standardowym elektrokardiogramie. Strzałkami oznaczono pobudzenia pseudosumowane (źródło: Zimmerman F.H.: *Clinical Electrocardiography. PreTest self-assessment and review.* McGraw-Hill Inc, New York 1994)

Tak więc stymulator wypuszcza impuls przedsionkowy podczas trwania procesu depolaryzacyjnego komory. Takie wbudowanie impulsu (superimpozycja) nieskutecznej *a priori* stymulacji przedsionkowej z początkiem trwania QRS-u, powoduje powstanie zespołu pseudopseudozsumowanego. Niestety w zapisie elektrokardiograficznym jest to zespół najtrudniejszy do rozpoznania. Nie wszystkie elektrody z 12-odprowadzeniowego zapisu elektrokardiograficznego są w stanie odzwierciedlić taką sytuację. Wynika to z faktu, że stymulacja przedsionkowa – a właściwie artefakty tej stymulacji – są najlepiej rozpoznawalne w odprowadzeniach z płaszczyzny czołowej a nie horyzontalnej. Tak więc artefakty te najlepiej widać w odprowadzeniu II, a gorzej już w I. Ale praktycznie nie ma ich w odprowadzeniach przedsercowych np. V1 (zwłaszcza, jeśli są dwubiegunowe). Dlatego niektórzy określają zespoły pseudopseudozsumowane jako „niewidoczne” (odpr. przedsercowe) lub „prawie niewidoczne” (odpr. kończynowe). Należy zaznaczyć, że wywołanie impulsu przedsionkowego w okresie początkowej depolaryzacji komory jest możliwe dzięki zbyt późnemu wysterowaniu fali R po tym jak depolaryzacja komorowa zaczęła się już w elektrodach powierzchniowego zapisu.

#### Zasada piąta – ocena osi elektrycznej serca

Prawidłowa stymulacja serca zależy od wielu czynników, jednym z nich jest właściwe położenie elektrody. W ocenie prawidłowości jej lokalizacji pomocą służy określenie osi elektrycznej serca, a dokładniej osi elektrycznej wystymulowanego zespołu QRS. Oś najlepiej określać w najprostszym sposób – a więc nie używając jak dotychczas odprowadzeń I, II, III – a w ich zastępstwie I, aVF i ewentualnie II (do określenia lewogramu patologicznego). Do opisu osi elektrycznej odnoszą się najnowsze standardy amerykańskie (rycina 11). Proponuje się w nich stosowanie czterech określeń: odchylenie osi w prawo (+90 do +180 stopni), odchylenie osi w lewo (-30 do -90 stopni), oś niedefiniowana (-90 do -180 stopni), oś pośrednia (-30 do +90 stopni) (rycina 11).

Oś pośrednia może być najczęściej normogramowa (0 do +90 stopni) lub lewogramowa (0 do -30 stopni). Istnieją czasem trudności w dokładnym ustaleniu czy zapis to normogram, czy lewogram, zwłaszcza w sytuacji, gdy oś serca nie została obliczona przez aparat EKG. Ważne jest to, że wprowadzenie pojęcia osi pośredniej upraszcza opis osi w większości przypadków, bowiem nie wiąże się to z koniecznością stosowania kolejnych rozpoznań (a więc wchodzi w pojęcie „zapis w granicach normy”). Dla nieprawidłowych osi serca



Rycina 11. Najprostszy sposób oceny osi serca – w oparciu o odprowadzenia I, aVF i ewentualnie II (źródło: *Kardiol.Pol* 2010; 68: supl. IV)

proponuje się trzy inne rozpoznania. Pierwsze z nich to odchylenie osi w prawo (oś od +90 do +180 stopni), kolejne rozpoznanie to odchylenie osi w lewo (oś od -30 do -90 stopni). Ten zakres wartości osi określany jest jako lewogram patologiczny. Tak więc odchylenie osi w lewo i lewogram patologiczny są synonimami. Ostatnie rozpoznanie to oś nieokreślona (oś od -90 do -180 stopni), ale przez niektóre aparaty automatyczne określana jako zakres od +180 do +270 stopni.

## Podstawowe zasady oceny funkcji rozrusznika

### Ocena skuteczności stymulacji

Ocena skuteczności jest jedną z najważniejszych i kluczowych analiz pracy stymulatora. Od właściwości stymulacji często zależy bowiem życie chorego. Skuteczność stymulacji rozpoznaje się na podstawie odpowiedzi jamy stymulowanej na wyzwolenie impulsu ze stymulatora. Jednym słowem *skuteczną stymulację* rozpoznajemy, gdy w zapisie elektrokardiograficznym można zaobserwować wystymulowany załamek P (stymulowaną falę P) lub wystymulowany zespół komorowy QRS (stymulowaną falę R). Sama bowiem obecność artefaktu stymulacji (czyli iglicy) nie stanowi o jej skuteczności. Iglica informuje nas jedynie o tym, że z rozrusznika został wyzwolony prąd o odpowiednim napięciu i natężeniu. Natomiast nie wiemy czy ta ilość prądu wystarcza do pobudzenia mięśnia roboczego do pracy kurczliwej (!). Tak więc o skuteczności mówimy wówczas, gdy pojawi się załamek świadczący o stymulowanej (kurczącej się) jamie. Odpowiedź danej jamy powinna być natychmiastowa i zabierać nie więcej niż 3-12 ms. Tak krótki czas nie pozwala oczywiście na zaobserwowanie linii izoelektrycznej pomiędzy artefaktem stymulatora a załamkiem depolaryzacyjnym


danej jamy. Chociaż zdarza się, zwłaszcza w stymulacji resynchronizującej u chorych ze strukturalnie uszkodzonym sercem, że można zauważyć opóźnioną reakcję mięśnia na prąd ze stymulatora. Określa się to mianem przedłużonej latencji i nie stanowi o nieskutecznej stymulacji. Wtedy też pomiędzy artefaktem stymulacji a odpowiedzią danej jamy serca, można zaobserwować 60-100 ms opóźnienie. Ze swej natury powinno ono być stałe (niezmienne) w czasie. Jeśli jednak takie opóźnienie jest zmienne, to oznacza, że nie zależy od stanu mięśnia a bardziej od stymulatora/elektrody. Dlatego zmienność czasu odstępu artefakt-fala P/R sugeruje najczęściej nieskuteczną stymulację. Właściwie to jest ona wówczas określana mianem *pseudoskutecznej*, bowiem zbliżone do siebie częstości rytmu własnego chorego i rytmu stymulowanego markują ją, gdyby stymulacja była w pełni skuteczna.

European Pacemaker Patient Identification Card	
<p>1. PATIENT DATA - Soc. Sec. No. _____</p> <p>Identification No. _____</p> <p>Name _____</p> <p>Address _____</p> <p>City _____ Postcode _____</p> <p>Country _____</p> <p>Tel.-No. _____</p> <p>Date of Birth _____ M <input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/></p> <p>Date of 1st implantation _____</p> <p>Symptom primary _____ Aetiology _____</p> <p>Symptom secondary _____ Aetiology _____</p>	
<p>2. PACEMAKER CENTRE</p> <p>Doctor / Department _____</p> <p>Hospital _____</p> <p>Address _____</p> <p>City _____ Postcode _____</p> <p>Country _____</p> <p>Tel.-No. _____</p>	
<p>3. IPG Basic rate _____ min<sup>-1</sup> MODE _____</p> <p>Date of implantation _____</p> <p>MFG _____</p> <p>Type _____ Serial-No. _____</p>	
<p>4. LEADS</p> <p>Atrial lead</p> <p>Date of implantation _____</p> <p>MFG _____ NEG leadcode <input type="checkbox"/></p> <p>Type _____ Serial-No. _____</p> <p>Ventricular lead</p> <p>Date of implantation _____</p> <p>MFG _____ NEG leadcode <input type="checkbox"/></p> <p>Type _____ Serial-No. _____</p>	
<p>GENERAL PRACTITIONER:</p> <p>Name _____</p> <p>Address _____</p> <p>Tel. _____</p>	
<p>CARDIOLOGIST:</p> <p>Name _____</p> <p>Address _____</p> <p>Tel. _____</p>	
<p><small>*The data on this card may be held on a computer by implanting centre and the National Pacing and Electrophysiology Society and be used anonymously for device surveillance and medical research</small></p>	
<p><b>WARNING: PLEASE PHONE PACEMAKER CENTRE PRIOR TO USING ELECTROSURGERY, NMIF OR IONISING RADIATIONS</b></p>	

Rycina 12. Paszport stymulatorowy wydawany każdemu choremu po implantacji stymulatora (źródło: *Eucomed/EWGCP* 2002)

Stymulacja określana jako *nieskuteczna* polega na braku odpowiedzi elektrycznej i hemodynamicznej po impulsie ze stymulatora. Aby mieć pewność co do skuteczności bądź nieskuteczności rytmu stymulowanego należy przeanalizować wszystkie impulsy stymulatora i wszystkie rytmy serca powstające pod ich wpływem. Nieskuteczność stymulacji należy zdiagnozować niezależnie od posiadanych informacji o trybie pracy stymulatora. Dokładne zaś przyczyny takiej nieskutecznej stymulacji można wyjaśnić dopiero w oparciu o pełny zakres danych dotyczących stymulatora i jego programu stymulacji. Program stymulacji można znaleźć w paszporcie stymulatorowym, który wydaje się choremu (rycina 12).

Niestety, najczęściej taki paszport jest aktualny tuż po implantacji rozrusznika. Oczywiście powinny być tam wpisywane wszystkie dane z kolejnych wizyt, ale czasem jest ich tak dużo, że chorym wydaje się wydruk z programatora. Zawiera on znacznie więcej i ważniejszych danych. Dzieje się tak w przypadku stymulatorów bardziej zaawansowanych, z większą liczbą parametrów do zaprogramowania (rycina 13).

 <b>BIOTRONIK</b>		SWM 1000	
Rel B-H00.0.A		30.03.2001	09:52
ACTROS S		S/N	89981881
PERMANENT PROGRAM			09:51
Batt. condition		OK	
Standard Rate		On	
Magnet Effect		AUTO	
		PREV.	NEW
Mode		SS1	
Basic Rate	60	70	ppn
Hysteresis		OFF	ppn
Scan		----	
Repetitive		60	
Night Program	OFF		ppn
Night begins	----	23:50	
Night ends	----	06:00	
Upper Rate		----	ppn
Pulse Ampl.		3.6	V
Pulse Width		0.40	ms
Sensitiv. V		2.5	mV
Sensitiv. A		2.0	mV
Refractory P.		300	ms
Polar. Pace		UNIP	
Polar. Sense		UNIP	BIPL

Rycina 13. Wydruk z programatora stymulatora z podaniem najważniejszych parametrów, które były ustawione (*prev*) i które zostały zmienione (*new*) podczas kontroli stymulatora (źródło: programator firmy Biotronik)

Istnieje wiele parametrów, które służą do oceny skuteczności stymulacji. Poniżej przedstawię dwa najważniejsze. Bezwzględnie ważna jest ocena rodzaju stymulatora, bowiem określa to rodzaj wariantów stymulacji pochodzących z danego rozrusznika. I tak np. wykrycie stymulacji typu VVI u chorego z implantowanym stymulatorem dwujamowym DDD może oznaczać, że u pacjenta (1) występuje napad migotania przedsionków lub (2) został zmieniony program lub (3) wyczerpuje się bateria. Kolejnym parametrem jest ocena trybu

pracy stymulatora. W stymulatorach jednojamowych (przedsionkowym – AAI lub komorowym – VVI) sposób pracy jest jednoznaczny. Stymulator ma zaprogramowaną częstość stymulacji na poziomie 60/min (patrz rycina obok). Oznacza to, że podczas zapisu elektrokardiograficznego rytm chorego powinien być co najmniej 60/min (stymulowany) lub wyższy ponad tę wartość (rytm własny, który prawidłowo wyłącza stymulator). Należy zwrócić uwagę, że pomiędzy zaprogramowaną częstością a zmierzoną na elektrokardiogramie, mogą występować minimalne różnice, które jednak nie powinny przekraczać 1-2% częstości zaprogramowanej (dla naszego przykładu ~1% z 60 to 0.6/min do 2% z 60/min to 1.2/min). Jednym słowem różnica może wynieść maksymalnie 60.0/min-1.2/min, czyli 58.8/min. Jeśli jednak u chorego zaobserwujemy częstość rytmu stymulowanego 55/min, oznacza to częściowe wyładowanie baterii (*ERI – elective replacement indicator*). Może się zdarzyć w ogóle brak rytmu stymulowanego, przy istotnej bradykardii własnego rytmu rzędu 40/min. Wskazuje to na całkowite wyczerpanie baterii stymulatora i jest pilnym wskazaniem do wymiany rozrusznika (*EOL – end of life*).

Dość istotną informacją, która może zmienić przedstawione powyżej myślenie dotyczące niższej częstości rytmu własnego chorego niż zaprogramowana częstość stymulacji jest tzw. *histereza*. Jest to specjalny program stymulatora polegający na tym, że częstość akcji serca, przy której następuje rozpoczęcie stymulacji jest niższa od częstości stymulacji (czyli częstości podstawowej). Na przykład, jeśli w programie częstość podstawowa nastawiona jest na 70/min, a histereza na 40/min, oznacza to, że częstość stymulacji wynosi 70/min, ale stymulacja włączy się dopiero wówczas, gdy częstość akcji serca chorego spadnie poniżej 40/min. Histereza jest potrzebna wówczas, gdy występująca u pacjenta bradyarytmia ma charakter napadowy. Pozwala to uniknąć nieuzasadnionej stymulacji, gdy własny rytm serca jest wolny, ale pozostaje w granicach fizjologicznej normy. Stwierdzenie więc częstości akcji serca poniżej częstości podstawowej stymulatora nie musi oznaczać dysfunkcji układu stymulującego. Dlatego należy bezwzględnie sprawdzić ustawienie histerezy w programie stymulatora (!). Na rycinie 14 przedstawiono 2 programy ze stymulatorów dwujamowych. Na lewym panelu mogą Państwo zobaczyć, że funkcja histerezy jest wyłączona (*hysteresis off*), na prawym zaś włączona i ustawiona na poziomie -10 ppm (czyli o 10/uderzeń mniej niż podstawowa stymulacja, która jest ustawiona na poziomie 60/min). Tak więc w pierwszym przypadku nie może być odstępstwa od zasady, że rytm chorego nie może być niższy niż podstawowa stymulacja (*basic rate = 62/min*). W drugim zaś rytm chorego może być niższy niż stymulacja ustawiona na 60/min i to niższy o 10 uderzeń/min. Jeśli



BIOTRONIK SWM 1000	
Ref: A-K00 D.R/1	25 03 2003 09:59
Patient	.....
Physician	.....
Hospital	.....
PH type / S/N	: GENOS 01/02
Parameters (Edited) 09:59	
	PREV. NEW
Mode	(---) 000
Basic Rate	(---) 50 bpm
Hysteresis	(---) OFF
Upper Rate	(---) 150 bpm
Z:T/URL	(---) 2:1
RV Delay	(---) 175 ns
RV Fallback	(---) 40 ns
-- Atrium --	
Pulse Amplitude	(---) 5.0 V
Pulse Width	(---) 0.50 ms
Sensitivity	(---) 1.2 mV
Refract. Period	(---) 400 ns
-- Ventricle --	
Pulse Amplitude	(---) 5.0 V
Pulse Width	(---) 0.50 ms
Sensitivity	(---) 2.4 mV
Refract. Period	(---) 300 ns
Polarity Pace	(---) UNIP.
Polarity Sense	(---) UNIP.
Batt. condition	

BIOTRONIK SWM 1000	
Ref: A-K00 D.R/1	25 03 2003 10:02
Patient	.....
Physician	.....
Hospital	.....
PH type / S/N	: GENOS 01/02
Parameters (Edited) 10:02	
	PREV. NEW
Batt. condition	BRNIC
Pacem. Effect	
Mode	(---) VDDR
Basic Rate	(---) 50 bpm
Hysteresis	(---) OFF
Scan	(---) OFF
Night Program	(---) OFF
Night Begins	(---) 00:00
Night Ends	(---) 00:00
Tachycardia Mode	(---) 2:1
Rate Sync. Rate	(---) 141 bpm
Upper Rate	(---) 180 bpm
Mode Conversion	(---) OFF
RSP Extension	(---) 0
Ven. Staking	(---) OFF
RV DELAYS	
Dynamic RV Delay	(---) 180/100 ns
after Pace:	
< 70 bpm	(---) OFF
70 to 80 bpm	(---) OFF
81 to 110 bpm	(---) OFF
111 to 130 bpm	(---) OFF
> 130 bpm	(---) OFF
after Sense:	
< 70 bpm	(---) 180 ns
70 to 80 bpm	(---) 180 ns
81 to 110 bpm	(---) 140 ns
111 to 130 bpm	(---) 120 ns
> 130 bpm	(---) 100 ns
Sense Criteria	(---) 1.0 mV
Safety RV	(---) OFF

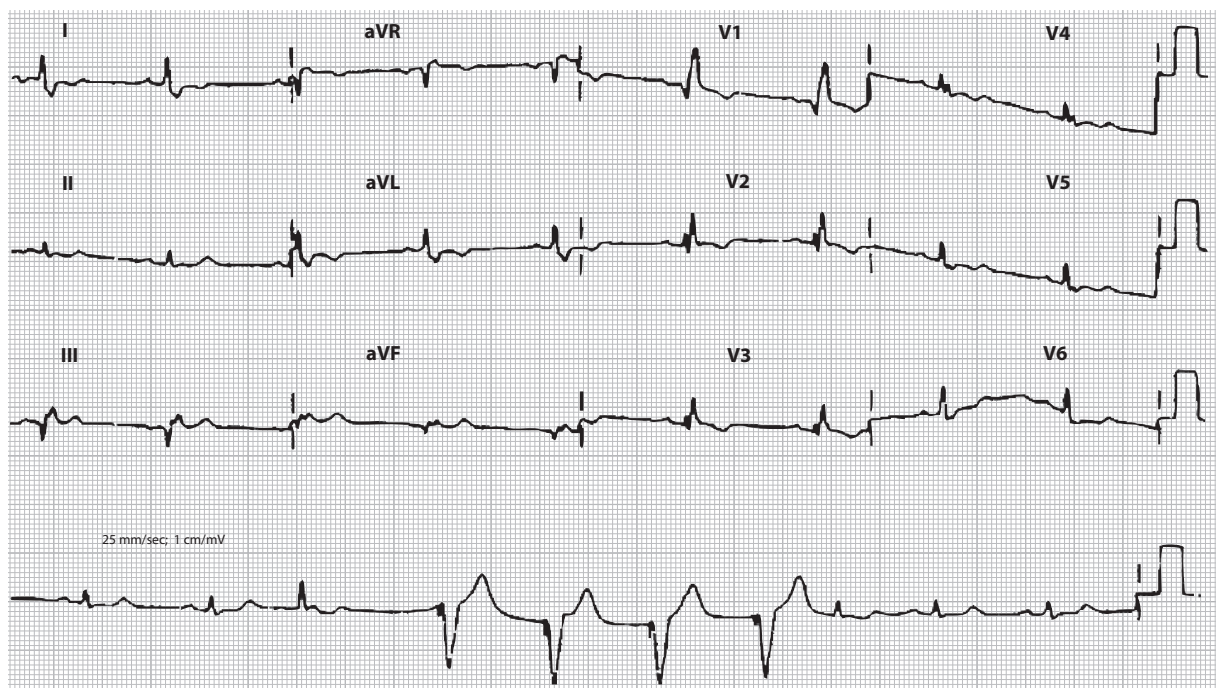
Rycina 14. Wydruk z programatora stymulatora z podaniem najważniejszych parametrów, które były ustawione (*prev*) i które zostały zmienione (*new*) podczas kontroli stymulatora (*źródło własne*)

własny rytm serca obniży się poniżej 50/min (60/min-10'/min=50/min) to musi się włączyć skuteczna stymulacja. Na kolejnej rycinie 15 – zapisie elektrokardiograficznym – przedstawiam zasadę działania histerezy.

Na poniższym elektrokardiogramie jako podstawowy rytm stwierdzamy bradykardię zatokową

(55/min) z wydłużonym przewodzeniem przedsionkowo-komorowym (blok p-k I stopnia). Jak widać na dolnym zapisie, nastąpiło włączenie stymulatora po dodatkowym pobudzeniu węzłowym ze wstęcznym pobudzeniem przedsionków. To spowodowało przerwę trwającą 1200 ms i włączenie się stymulacji komorowej o częstotliwości 72/min. Następnie po czterech wystymulowanych pobudzeniach nastąpiło przejście rytmu przez własny rytm zatokowy. Ponieważ pauza wynosiła 1.2 s, tzn. akcja serca obniżyła się poniżej 50/min, oznacza to, że histereza była włączona (on) i ustawiona na poziomie 50/min. Stymulator pracował z częstotliwością 72/min, ale rytm własny pojawił się po 680 ms (czyli akcja serca ~88/min) i tym samym częstość własna przekroczyła stymulowaną – dlatego stymulator wyłączył się.

Na koniec przypomnę jeszcze o pewnym objawie – *akordeonowym*, który pierwszy raz opisałem Państwu w I części „Elektrokardiografii” (Różnicowanie częstoskurczów z wąskimi zespołami QRS). Mechanizm tego objawu w elektrostymulacji jest oczywiście zupełnie inny niż w częstoskurczu AVRT ortodromowym, ale należy o nim tu wspomnieć. Objaw akordeonowy odnosi się do różnego woltażu jak i czasu trwania zespołów komorowych QRS u chorego z implantowanym stymulatorem serca. Wynika on z obserwacji w zapisie EKG płynnej zmiany morfologii zespołów QRS od



Rycina 15. Zapis elektrokardiograficzny obrazujący włączenie się stymulatora w wyniku zadziałania histerezy (*źródło: Zimmerman F.H.: Clinical Electrocardiography. PreTest self-assessment and review. McGraw-Hill Inc, New York 1994*)

własnego (wąskiego) do zsumowanego (poszerzonego) czy w pełni wystymulowanego (szerokiego). Dzieje się tak wówczas, gdy zachodzi stopniowa zmiana rytmu własnego na stymulowany przy częstotliwości rytmu kardiopowego, zbliżonego do zaprogramowanego dla rozrusznika. Objaw ten nie świadczy o żadnej patologii, ale stanowi odmianę normy.

### Ocena prawidłowości sterowania

Kolejny, dość istotny punkt w ocenie pracy stymulatora to analiza sterowania. Stymulatory działają na tzw. żądanie (ang. *on demand*). W ten sposób zużywają jak najmniej energii (starzej na dłużej, ok. 10-12 lat, bateria litowa). Oznacza to, że włączają się tylko wtedy, kiedy nie ma własnego pobudzenia serca, a właściwie, kiedy „nie widzą”, nie rozpoznają własnego pobudzenia. No i właśnie to „widzenie” nosi nazwę sterowania. Prawidłowe sterowanie oznacza, że jeśli stymulator zauważy własne pobudzenie – to powinien się wyhamować i nie wypuszczać impulsu elektrycznego. Niestety, nie zawsze tak jest. Zbyt mała fala pobudzenia w danej jamie serca może spowodować, że stymulator nie jest w stanie jej dojrzeć. Mówimy wtedy o niedoczuloci, czyli *undersensingu*. Najczęściej analizujemy wtedy falę P (w stymulacji przedsionkowej) lub falę R (w stymulacji komorowej). Łatwo zresztą sobie wyobrazić, że np. mniejsze fale – jak trzepotania, czy migotania mogą nie być zauważone przez stymulator, bo są zbyt niskie. Jeśli natomiast dana fala np. pola elektromagnetycznego czy własnych potencjałów mięśniowych jest zbyt duża, wówczas stymulator analizuje je jak własne, mimo iż nie są one falami prawidłowego pobudzenia serca. Najczęściej dotyczy to powstania fal-artefaktów z pracy mięśni. Fachowo noszą one nazwę fal M – czyli miopotencjałów. Mogą one być na tyle wysokie, że zahamowują pracę stymulatora, mimo iż nie powinny, bo nie pochodzą z wnętrza serca. Innym przykładem źle odczytanej fali jest wysoki załamek T. Nie wiąże się on przecież z depolaryzacją serca, a z jego repolaryzacją; stymulator może go odczytywać fałszywie jako falę depolaryzacji wewnątrzsercowej. Przykłady opisane powyżej świadczą o występowaniu nadczulości, czyli *oversensingu*. Dla ułatwienia obydwie sytuacje podsumowuje rycina poniżej (rycina 16).

Zostaje jeszcze wyjaśnić skuteczność stymulacji, której nie jesteśmy w stanie ocenić, podobnie jak sterowania (czulości). O skuteczności nie możemy się wypowiedzieć, jeśli na przedstawionym do analizy elektrokardiogramie nie widać pracującego stymulatora. Oznacza to, że u chorego cały czas dominuje własny rytm. Co wtedy można ocenić? Możemy oceniać jedynie sterowanie. Jeśli stymulator nie włączył się ani razu, to sterowanie jest prawidłowe. Kiedy z kolei nie możemy ocenić sterowania? Wtedy, gdy

↔Zaburzenia sterowania (SENSING)

- ✦ *undersensing* – stymulator nie widzi tego co ma zobaczyć – należy zwiększyć czulość
- ✦ *oversensing* – stymulator widzi za dużo – zmniejszenie czulości, ew. wydłużenie refrakcji, zmiana trybu stymulacji

Rycina 16. Typy zaburzeń sterowania w elektrostymulacji (*źródło własne*)

przez cały czas pracuje stymulator. Oznacza to, że rytm własny chorego nie włączył się, a jego serce permanentnie jest pobudzane przez rozrusznik. Wówczas wypowiadamy się o skuteczności stymulacji, a na temat sterowania piszemy, że jest nie do oceny.

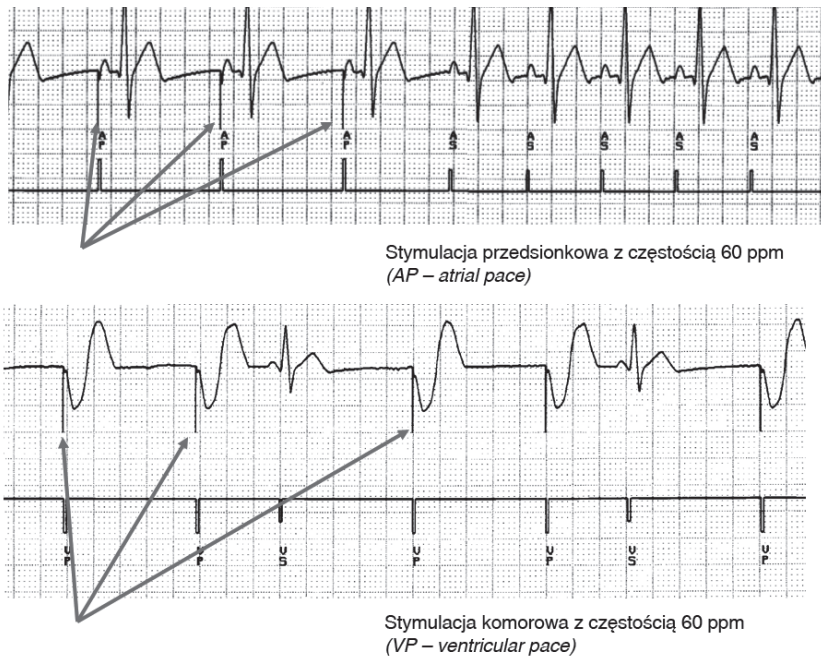
### Zapis wewnętrzznego elektrogramu stymulatora

12-odprowadzeniowy zapis elektrokardiograficzny stanowi podstawowe narzędzie oceny elektrycznej u chorych kardiologicznie, także z implantowanym stymulatorem serca. Jak powszechnie wiadomo, nie zawsze jest to jednak narzędzie, które w najlepszy sposób odwzorowuje prądy elektryczne powstające samoistnie, jak i pod wpływem stymulacji w sercu. Ponieważ chory z implantowanym na stałe układem stymulującym ma wprowadzone do jam serca elektrody, można z nich odczytywać prądy wewnątrzsercowe. Tak więc stymulatory nie muszą służyć jedynie do pobudzania serca do pracy kurczliwej, ale także mogą dać nam informacje o prądach tworzących się w miokardium. Zapis tych prądów możemy uzyskać z zapisu zwanego elektrogramem stymulatora EGM (*EGM – Electrogram*). Na takim elektrogramie szczególnie zaznaczone są impulsy własne, które odbierają elektrody (mają wtedy rozszerzenie *S-sensed*) i impulsy wynikające ze stymulacji (rozszerzenie *P-paced*). Oczywiście w zależności od jamy serca mogą być to pobudzenia oznaczone przez komputer jako AS, AP czy VS, VP. Przykładowy zapis przedstawiam na poniższych rycinach. Na obydwu w panelu górnym przedstawione są zapisy ze stymulacji przedsionkowej AAI, natomiast w panelu dolnym stymulacji komorowej VVI. Stymulator dokładnie zaznaczył pobudzenia wysterowane (AS i VS) oraz pobudzenia wystymulowane (AP, VP), w układzie DDD (rycina 17, 18).

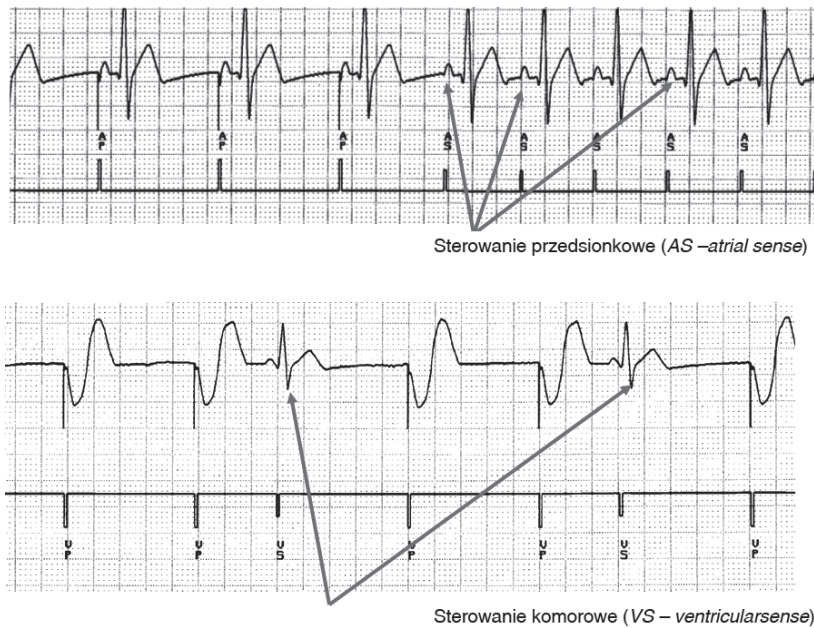
W następnym odcinku pogadanki zajmiemy się oceną rytmu stymulowanego w przedsionkach.

Adres do korespondencji:

✉ Dariusz Kozłowski  
Klinika Kardiologii i Elektroterapii Serca  
II Katedra Kardiologii  
Gdański Uniwersytet Medyczny  
ul. Dębinki 7; 80-211 Gdańsk  
☎ (+48 58) 349 39 10  
✉ dkozl@gumed.edu.pl



Rycina 17. Zapis EGM ze stymulatora ze szczegółowym podaniem rytmów wystymulowanych (P) – oznaczonych strzałkami i wysterowanych (S) w stymulacji przedsionkowej (panel górny) i komorowej (panel dolny) (dzięki uprzejmości programu Core-Pace firmy Medtronic)



Rycina 18. Zapis EGM ze stymulatora ze szczegółowym podaniem rytmów wystymulowanych (P) i wysterowanych (S) – oznaczonych strzałkami w stymulacji przedsionkowej (panel górny) i komorowej (panel dolny) (dzięki uprzejmości programu Core-Pace firmy Medtronic)