

Podstawowe wiadomości o stymulatorach serca

Basic concepts of pacemakers evaluation

Dariusz Kozłowski

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

W poprzednim odcinku cyklu pogadank o elektrokardiografii omówiliśmy zagadnienia dotyczące zasad oceny stymulacji serca. Skupiliśmy się głównie na ocenie artefaktów stymulacji (unipolarnej i bipolarnej) oraz typów pobudzeń wystymulowanych (czystowystymulowanych, zsumowanych, pseudozsumowanych i pseudopseudozsumowanych). Następnie przedstawiłem podstawowe zasady oceny funkcji rozrusznika a głównie, ocenę skuteczności stymulacji i prawidłowości sterowania. W obecnym odcinku zajmiemy się systemem kodowania rozruszników oraz ich podstawowymi rodzajami.

Na początek jednak trochę przypomnienia anatomicznego. Jeśli będą Państwo "widzieć" miejsce implantowanej elektrody to z łatwością uda się przeanalizować rytm stymulowany w EKG.

Położenie elektrody stymulującej w obrębie prawego przedsionka

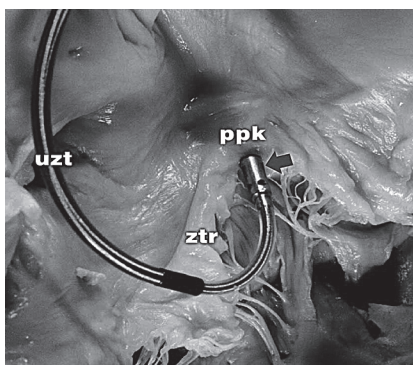
Na podstawie badań anatomicznych przeprowadzonych przez Zakład Anatomii Klinicznej Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego stwierdzono, że elektroda przedsionkowa, tworząc najpierw pętlę wewnątrzprzedsionkową, była dalej lokalizowana głęboko w jamie uszka przedsionka prawego (rycina 1). Osiągała ona jego wnętrze aż w 62% badanych serc. Wąsy elektrody zakotwiczały się pomiędzy mięśniami grzebieniastymi uszka a z biegiem czasu tworzyły odczyn zapalny, który z czasem ulegał włóknieniu. W około 32% serc jej położenie nie osiągało wnętrza uszka, tylko blokowało się w jego ujściu. Najczęściej ujściowe położenie dotyczyło elektrod starszej generacji, o większym przekroju końcówki. W pozostałych 8% badanych narządów elektroda była położona wokół uszka prawego, leżąc bezpośrednio w górnej części przegrody międzyprzedsionkowej (rycina 1).



Rycina 1. Układ stymulujący serce typu AAI.
Elektroda przedsionkowa przed wejściem do uszka przedsionkowego (♂ 88 l.)
(preparat własny)

Rozpatrując położenie elektrody w płaszczyźnie strzałkowej (tył-przód) położenie jej osiągało przednią część przedsionka – albo uszkową, albo przegrodową. W bardzo niewielkim procencie badanych serc elektroda była położona na bocznej ścianie przedsionka prawego tuż ponad ujściem żyły głównej dolnej. W tych jednak przypadkach była ona umiejscawiana celowo, prawdopodobnie w związku poszukiwaniem najlepszego miejsca (progu pod względem elektrycznym) do stymulacji. Dlatego też właśnie w powyższych przypadkach elektroda nie miała typowej końcówki do pasywnej fiksacji, tylko wkretek do fiksacji aktywnej. W jednym przypadku zauważono, że elektroda przedsionkowa przewiercała się przez cienką ścianę przedsionkową na zewnątrz (tj. do jamy osierdza). Jednak klinicznie nie wywoływało to żadnych objawów hemodynamicznych.

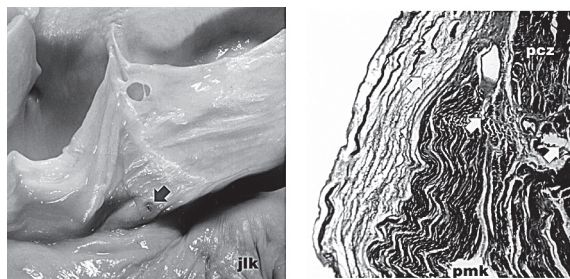
Kolejnym bardzo ważnym aspektem elektrostymulacji jest implantacja elektrod w okolicę pęczka Bachmanna. Jak do tej pory brak jest badań anatomicznych w tej kwestii, bowiem implantacje takie odbywają się dopiero od niedawna. Zauważono bowiem, że



Rycina 2. Serce człowieka dorosłego z eksperymentalnie wprowadzoną elektrodą z aktywną fiksacją (strzałka) w okolicę pęczka Hisa (*preparat własny*)

w zespole chorego węzła zatokowo-przedsionkowego pod postacią tachy-bradykardii implantacja w tę okolicę istotnie zmniejsza liczbę napadów migotania przedsionków. Generalnie jednak do implantacji używa się elektrod wkrętkowych, aktywnie je fiksując w górną część przegrody międzyprzedsionkowej (sufit przedsionka prawego).

Inną pozycją do implantacji elektrody w obrębie przedsionka prawego jest jego dolna część, czyli okolica pęczka Hisa. Jest to kolejna metoda implantacji, która coraz bardziej się rozpowszechnia ze względu na bardziej fizjologiczną depolaryzację podczas stymulacji. Autor wraz ze współpracownikami przeprowadził eksperymentalne badania w tym zakresie (rycina 2). Na podstawie naszych obserwacji stwierdziliśmy, że tylko w niewiele ponad połowie badanych serc, z morfologicznego punktu widzenia, doszłoby do prawidłowej stymulacji pęczka przedsionkowo-komorowego. Najczęściej elektroda była wkręcana w część centralną przegrody błoniastej (34.4%), najrzadziej zaś w kwadranty tylny- i przedniogórny (9.4%). Stosunowo rzadziej niż w części centralnej elektroda układała się w kwadrantach tylny-dolny (25.0%) oraz przednio-dolny (21.9%). Podczas fiksacji elektrody aż w 53% przypadków dochodziło do uszkodzenia odpowiednich struktur, tak prawej, jak i lewej połowy serca. Najczęściej uszkadzano płatek przegrodowy zastawki trójdzielnej (głównie podczas wkrętów w część centralną przegrody błoniastej), rzadziej drogę odpływu lewej komory (głównie wkrecając elektrodę w kwadrant przednio-górny przegrody). W jednym sercu doszło do uszkodzenia ściany aorty.

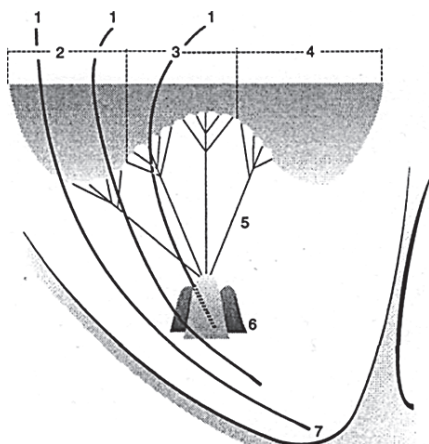


Rycina 3. Serce człowieka dorosłego z eksperymentalnie wprowadzoną elektrodą z aktywną fiksacją (strzałka) w okolicę pęczka Hisa i powikłaniem pod postacią perforacji płotka zastawki aortalnej. Na preparacie histologicznym oznaczono trzy wkręcenia (strzałki) w pęczek Hisa (*preparaty własne*)

W obrazie mikroskopowym końcówka wkręcanej elektrody osiągała najczęściej pęczek przenikający i to zazwyczaj za drugim, trzecim wkrętem, rzadziej okolicę ponad pęczkiem w obrębie włókien mięśniówki roboczej przedsionka prawego. Najrzadziej końcówka elektrody zatrzymywała się w okolicy tkanki łącznej prawego trójkąta włóknistego. W tych przypadkach mogła być ona umiejscowiona ponad pęczkiem lub na jego wysokości. Nie obserwowano fiksacji w strefę nie dzielącą się, ani dzielącą, ani w początkowe części odnóg. Z innych zmian, w badaniu histologicznym zaobserwowaliśmy, podobnie jak w badaniu makroskopowym, uszkodzenie wsierdzia przedsionka prawego, mięśniówki roboczej przedsionka, ściany aorty (wkręcenia ponadpęczkowe), przyczepu płotka przegrodowego zastawki trójdzielnej oraz wsierdzia drogi odpływu lewej komory serca (wkręcenia pęczkowe) (rycina 3).

Położenie elektrody stymulującej w obrębie prawej komory

Aby zrozumieć różne możliwe położenia elektrody implantowanej do prawej komory serca, co wiąże się z odmiennym elektrokardiograficznym obrazem stymulacji, zagadnienie należy rozpatrzyć w aspekcie zarówno klinicznym, jak i anatomicznym. Dla lepszej orientacji, we wnętrzu serca przedstawiono schematycznie komorę prawą z możliwymi alternatywnymi położeniami elektrody. Rycina 4 przedstawia odpowiednio schemat prawej komory z najczęstszym położeniem elektrody stymulującej.



Rycina 4. Schemat prawej komory – najczęstsze położenie elektrod. Objaśnienia: 1 – elektroda, 2 – płatek tylny zastawki trójdzielnej, 3 – spoidło tylne, 4 – płatek przegrodowy, 5 – struny ścięgnowe, 6 – mięsień brodawkowaty tylny, 7 – wierzchołek komory prawej
(dzięki uprzejmości Sylwii Scisłowskiej)

Położenie anatomiczne

Na podstawie badań anatomicznych przeprowadzonych przez autora i zespół współpracowników stwierdzono, że na poziomie pierścienia zastawki trójdzielnej w 41% badanych narządów, elektroda układała się na poziomie płatków tylnych zastawki trójdzielnej, w 34% – na poziomie spoidła tylnego (albo

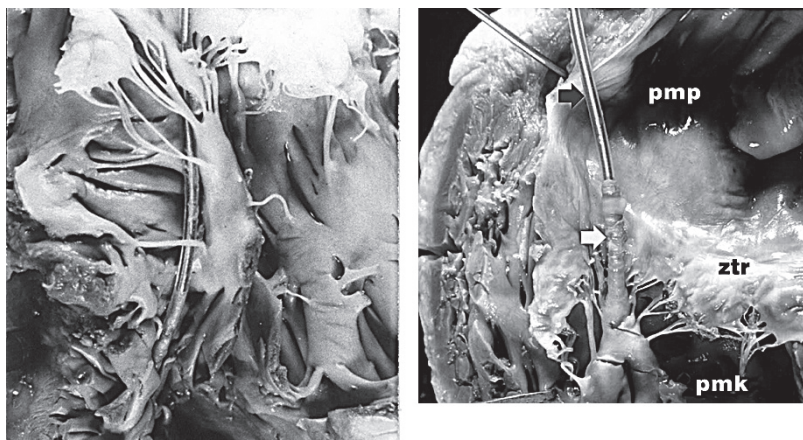
dodatkowego płatków spoidłowego). W 25% badanych serc znajdowano jej położenie na wysokości płatków przegrodowych. Obserwując dalszy przebieg elektrody w obrębie komory prawej stwierdzono, że w 85% poniżej zastawki trójdzielnej wpływała się ona pomiędzy struny ścięgnowe, biegnące od mięśnia brodawkowatego tylnego do płatków tylnych i przegrodowych zastawki, a w 16% rozwarstwiała nawet mięsień brodawkowaty tylny. Aż w 66% przypadków w wyniku kontaktu elektrody z płatkami (tylnymi lub przednimi) dochodziło do jego odczynowego pogrubienia i w rezultacie do częściowego unieruchomienia. W przypadkach tych w proces zapalny były włączone nie tylko płatki zastawki trójdzielnej, ale także zmieniona odczynowo tkanka włóknista pokrywająca, sąsiadująca z nią część elektrody, a także inne struktury aparatu zastawkowego. W dolnej części komory (poniżej części gładkiej przegrody międzykomorowej) elektroda układała się prawidłowo w obrębie wierzchołka komory tylko w połowie badanych serc, tj. 53% (rycina 5 – panel A).

W 34% ułożona była pomiędzy jej wierzchołkiem a podstawą mięśnia brodawkowatego tylnego, zaś w 13% u podstawy tego mięśnia. Na przekroju poziomym końcówkę elektrody znajdowano podpartą przy ścianie tylnej prawej komory (57%) (rycina 5 – panel B), przy przedniej (13%) lub centralnie w wierzchołku komory (32%).

Zauważono również, że bliskie sąsiedztwo elektrody z płatkami zastawki trójdzielnej oraz jej strunami ścięgowymi powoduje powstanie zmian odczynowo-włókninowych (rycina 6). Zaobserwowaliśmy, że najczę-



Rycina 5. Układ stymulujący serce typu DDD. Elektroda komorowa w wierzchołku komory (panel A) lub na ścianie tylnej prawej komory (panel B) (preparaty własne)



Rycina 6. Układ stymulujący serce typu VVI. Zmiany odczynowo-włóknikowe (*preparaty własne*)

ściej występują zmiany pod postacią pogrubienia brzegu wolnego płatk. W 74% przypadków stwierdziliśmy je w obrębie płatk tylnego, a rzadziej w obrębie spoidła tylnego. Stwierdziliśmy ponadto, że jeśli występował płatek dodatkowy w obrębie spoidła, to reakcja była znacznie bardziej nasilona (3-6 mm płaszcz fibrynowy), niż gdy było to tylko samo spoidło (2-4 mm płaszcz). Płatek przegrodowy był objęty tym procesem jedynie w 17% przypadków, zaś przedni – w żadnym z badanych serc. Zdarzali się pacjenci, u których proces odczynowo-zapalny obejmował równocześnie płatki tylne i przegrodowe, a także spoidło znajdujące się między nimi. W takiej sytuacji rozwijał się duży odczyn włóknikowy także na przylegającej do płatków elektrodzie (rycina 5-6). Obserwując dalszy przebieg elektrody w obrębie komory prawej stwierdzono, że aż w 87% przypadków na wysokości aparatu zastawkowego elektroda wpływała się pomiędzy struny ścięgna, biegnące od mięśnia brodawkowego tylnego do płatków tylnego i przegrodowego zastawki trójdzielnej. W wielu sercach z tej grupy dochodziło do odczynowego pogrubienia strun ścięgniastych. Zmiany te zależały istotnie od czasu stymulacji. W sercach z implantacją elektrody 4-8 miesięcy przed badaniem autopsyjnym nie obserwowaliśmy cech zwłóknienia wokół elektrody, a tylko drobny odczyn śródbłonkowy (tworzenie się neointymy). Również w wierzchołku prawej komory na powierzchni elektrody dochodziło do rozwoju procesu zwłóknieniowego, który obejmował bezpośrednio stymulowaną część mięśnia, końcówkę elektrody, a także jej koszulkę. Jakościowo były to zmiany znacznie bardziej nasilone niż na poziomie pierścienia trójdzielnego. Stopień

rozwoju reakcji włóknikowej w komorze zależał od czasu implantacji. Najbardziej rozwinięte zwłóknienie obserwowaliśmy na elektrodach implantowanych przed 10. laty, mniejsze w czasie 1-9 lat. Na wcześniej implantowanych (3-5 miesięcy) nie zauważaliśmy zwłóknienia, a tylko tworzenie się młodej odczynowej tkanki włóknikowej, zaś w czasie 6-14 miesięcy obserwowaliśmy już lekkiego stopnia zwłóknienie. Stopień zwłóknienia zależał także od typu końcówki elektrody. Reakcja była najbardziej nasilona przy końcówce typu bańkowatego, zaś mniej – wąsatego. Odczyn zapalno-włóknikowy doprowadził do całkowitego unieruchomienia płatków zastawki w 40%. Dotyczyło to obydwu płatków równocześnie – tylnego i przegrodowego. Były one sztywne, struny ścięgna dochodzące do nich pogrubiałe, a ponadto zrosnięte z mięśniówką serca. Implantowana elektroda była całkowicie “zacementowana” w wolnym brzegu płatk, a zastawka – w wyniku odczynu zapalnego – traciła naturalną budowę wachlarzową.

System kodowania rozruszników

Stymulatory serca rozwijały się bardzo intensywnie począwszy od lat 60. ubiegłego wieku. Ich funkcje oraz możliwości stymulacji i sterowania były coraz bardziej zaawansowane, więc do ich odpowiedniego opisu trzeba było stworzyć jasną klasyfikację, zwaną kodem stymulacji. W celu ułatwienia opisu stymulatorów serca, wyposażonych w szereg funkcji dodatkowych, wprowadzono 5-literowy system kodowania, który został zaakceptowany przez wszystkie Towarzystwa Kardiologiczne (NASPE/BPEG) (tabela 1).

Tabela 1. Zasada kodowania trybów stymulacji jedno- i dwujamowej (źródło: na podstawie NASPE/BPEG)

Kod NASPE/BPEG

Pozycja	I	II	III	IV	V
Kategoria	Jama stymulowana	Jama obserwowana	Reakcja	Programowalność	Funkcje antyarytmiczne
	0 = żadna A = przedsionek V = komora D = obie jamy	0 = żadna A = przedsionek V = komora D = obie jamy	0 = żadna T = wyzwalanie I = hamowanie D = obie reakcje	0 = żadna P = programowalny M = wieloprogramowalny C = komunikujący R = z adaptowaną częstością	0 = żadna P = stymulacja S = defibrylacja D = obie (P+S)
Oznaczenie producenta	S = pojedyncza jama (A lub V) D = podwójna jama (A i V)	S = pojedyncza jama (A lub V) D = podwójna jama (A i V)			

Pierwsza litera informuje o tym, jaka jama jest stymulowana. Może być ona przedsionkiem, stąd litera A (*A* – atrium), komorą – litera V (*V* – ventricle) lub przedsionkiem i komorą – litera D (*D* – dual, czyli podwójna jama). W pierwszej kolumnie występuje także cyfra 0, a to kodowanie oznacza, że żadna z jam nie będzie stymulowana. Skoro tak, to stymulator zamienia się wówczas w swoiste *placebo*. Tego typu „stymulacji” używamy jedynie podczas badań naukowych, np. w programie PMVST (*Polish Multicenter Vasovagal Syncope Trial*). Badanie to, z założenia bardzo ciekawe, nie doszło w pełni do skutku ze względu na nieetyczność implantacji stymulatora w formie *placebo*. Dlatego też trudno poszukiwać jego wyników. W jego miejsce powstał bliźniaczy program amerykański – VPS II (*Vasovagal Pacemaker Syncope*), który wykluczył psychologiczne aspekty stosowania stymulacji w zespole wazowagalnym. Kod takiej stymulacji to 000. Druga litera kodu informuje o tym, jaką jamę należy obserwować, aby doszło do odpowiedniego sterowania rozrusznika. Chodzi o to, aby stymulator mógł rozpoznać własny rytm i zachować się adekwatnie do sytuacji. Wszystko po to, aby faworyzować własny rytm serca – tak właśnie działają stymulatory na żądanie (ang. *on demand*). Ta litera kodu może być także przedsionkiem, stąd litera A (*A* – atrium), komorą – litera V (*V* – ventricle) lub przedsionkiem i komorą – litera D (*D* – dual, czyli podwójna jama). Podobnie, jak w pierwszej kolumnie, występuje także cyfra 0, a to kodowanie oznacza, że żadna z jam nie będzie obserwowana. Trzecia litera kodu informuje

o tym, jak zachowa się stymulator, gdy wyczuje (występuje) własny rytm serca. Stymulatory, aby dopuścić rytm własny serca, najczęściej się hamują, czyli nie wypuszczają impulsu. Fachowo nazywa się to inhibicją stymulacji, stąd litera kodu I (*I* – inhibition). Aby jednak uzyskać stymulację sekwencyjną fizjologiczną potrzebujemy nie hamować, a stymulować komorę zgodnie z przedsionkiem. Tak więc potrzebujemy wypuszczenia impulsu zgodnego z rytmem przedsionków. Fachowo nazywa się to wyzwalaniem stymulacji i oznacza literą T (*T* – triggering). Współczesne rozruszniki mają oczywiście obie wyżej wymienione funkcje – stąd najczęściej trzecia litera ich kodu to D (*D* – dual, czyli podwójnie). Istnieje czasem możliwość czwartej i piątej litery. Czwarta pozycja oznacza programowalność stymulatora. Używa się jej w zasadzie tylko dla litery R. Literą tą oznacza się typ stymulatora, który potrafi adaptować częstość do danej sytuacji klinicznej. Taki stymulator stosujemy u chorych, którzy nie potrafią sami przyspieszać rytmu i dostosować go do poziomu wysiłku fizycznego – chorzy z tzw. niewydolnością chronotropową węzła zatokowego. Litera R pochodzi od angielskiego *rate responsive*. Inne litery kodu w tym miejscu to: P – stymulator programowalny zdalnie (*P* – programmable), M – wieloprogramowalny (*M* – multiprogramable), C – komunikujący się (*C* – communicable). Najnowsze stymulatory, a właściwie to już kardiowertery-defibrylatory z funkcją stymulującą, posiadają również funkcję przerywania arytmii – czyli czynność antyarytmiczną. Aby przerwać częstoskurcz (tachyarytmię) rozrusznik może zastosować funkcję

szybkiej stymulacji (ramp lub burst) oznaczoną literą P (*P – pacing*). Jeśli częstoskurcz nie przerwie się za pomocą stymulacji antytachykardycznej urządzenie może wywołać wstrząs elektryczny, czyli szok (*S – shock*). Oczywiście istnieje możliwość, że urządzenia będą posiadać obydwie z powyższych funkcji i uruchamiać je kolejno po sobie – wtedy w kodzie znajdzie się litera D (*D – dual*, czyli podwójnie). Powyżej przedstawiłem zasady kodowania klinicznego. Producenci stymulatorów używają jednak innych kodów – te również przedstawiłem w tabeli 1. Właściwie ograniczają się jedynie do dwóch pierwszych liter. Na pierwszym i drugim miejscu mogą istnieć litery S lub D pochodzące od liczby jam stymulowanych lub obserwowanych. S oznacza pojedynczą (*S – single*), zaś D oznacza podwójną (*D – dual*).

A teraz spróbuję wyjaśnić kody stymulacji z historycznego punktu widzenia. Pierwsze stymulatory to najprostsza funkcja stymulacji komorowej o kodzie V00 ze stałym, sztywnym rytmem 60-70/min (*V – stymulacja komory, 0 – brak sterowania, 0 – brak reakcji na sterowanie*). Następnie uzyskano podwyższenie bezpieczeństwa stymulacji poprzez wprowadzenie funkcji VVI, gdzie stymulacja komory dokonywała się tylko w sytuacjach braku rytmu własnego, czyli w potrzebnych momentach (*V – stymulacja komory, V – sterowanie w komorze, I – hamowanie stymulacji*). W latach 70. pojawił się dwujamowy stymulator fizjologiczny, posiadający dwa tory detekcji DDD i podwójną możliwość reagowania (*D – stymulacja podwójna, przedsionka i/lub komory, D – sterowanie podwójne, przedsionka i/lub komory, D – funkcja podwójna, hamowanie i wyzwianie*). Potrzeba rozwiązania problemu chorego węzła zatokowego i niewydolności chronotropowej doprowadziły do pojawienia się kolejnego stymulatora o kodzie VVIR z czujnikiem aktywności fizycznej (*V – stymulacja komory, V – sterowanie w komorze, I – hamowanie stymulacji, R – adaptowana częstość stymulacji*).

Lekarz podejmujący leczenie stymulacją ma aktualnie do wyboru 3 podstawowe grupy urządzeń: jednojamowe, do stymulacji przedsionków lub komór serca, dwujamowe, do stymulacji przedsionków i komór serca, jedno- lub dwujamowe o częstości sterowanej wysiłkiem, za pośrednictwem różnego typu czujników. Dla osiągnięcia optymalnego efektu hemodynamicznego, i zarazem poprawy komfortu życia i przeżywalności, niezbędne jest zastosowanie dla konkretnego chorego właściwego sposobu stymulacji. Należy tu uwzględnić takie czynniki, jak: aktywność fizyczna chorego, wydolność układu krążenia, przewidywany udział pobudzeń

wystymulowanych. Dla implantacji systemu przedsionkowego niezbędna jest obecność sprawnego przewodzenia p-k, a dla implantacji systemu dwujamowego dla stymulacji przedsionków i komór, konieczna jest stabilna detekcja sygnału przedsionkowego, niezbędna dla prawidłowej synchronizacji pracy komór.

Trwałość baterii rozrusznika

Trwałość baterii rozruszników jest wystarczająco długa i w zasadzie pozwala pracować rozrusznikowi nieprzerwanie przez okres około 10-12 lat. Jest ona bezpośrednio powiązana z trybem pracy stymulatora i jego możliwymi funkcjami. W stymulatorach jednojamowych stymulator ma zaprogramowaną częstość stymulacji na odpowiednio określonym poziomie, np. 70/min. Oznacza to, że podczas rytmu stymulowanego tętno chorego powinno wynosić co najmniej 70/min („puls stymulowany”) lub 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 (czyli 0.7-1.4 uderzenia/min). Dopuszczalne jest więc wahanie rytmu stymulowanego w zakresie 68-70/min. Jeśli jednak u chorego zaobserwujemy częstość rytmu stymulowanego znacznie niższą, przekraczającą dozwolone wartości (np. 60/min), oznacza to częściowe wyładowanie baterii (*ERI – elective replacement indicator*). Może zdarzyć się całkowity brak rytmu stymulowanego, przy istotnej bradykardii własnego rytmu rzędu 40-50/min. Wskazuje to na całkowite wyczerpanie baterii stymulatora i jest pilnym wskazaniem do wymiany rozrusznika (*EOL – end of life*). Oczywiście dokładny czas trwałości baterii jest szczegółowo wyliczany i podawany przez każdą kontrolę stymulatora.

Wpływ zewnętrznego pola elektromagnetycznego na stymulator

Niestety, pole elektromagnetyczne wywołane przez skórną kardiowersją lub defibrylacją, użyciem noża elektrycznego lub rezonansu magnetycznego, a także radioterapią, może powodować istotne zaburzenie funkcjonowania rozruszników. Jeszcze niedawno doprowadzały one do często nieodwracalnych uszkodzeń rozruszników, ale obecnie zdarza się to rzadko. Właściwie powszechnie wykonuje się zabiegi kardiowersji czy defibrylacji bez uszkodzenia stymulatorów. Jednakże zaleca się zachować daleko idącą ostrożność

i przykładac łyżki defibrylatora jak najdalej od obudowy stymulatora. Ponieważ stymulatory implantuje się głównie po przeciwnej stronie do ręczności pacjenta (a więc najczęściej po lewej), stąd łyżki należy układać po stronie prawej (przedsionkowa) i na koniuszku serca (komorowa). Podczas radioterapii szczególnie wrażliwe na uszkodzenie są programowane rozruszniki nowszych generacji, dlatego wymagają one starannej osłony podczas takiego zabiegu. Następstwem uszkodzenia rozrusznika pod wpływem zabiegu radioterapii może być przeprogramowanie, przerwanie sterowania czy stymulacji, a także niebezpieczeństwo szybkiego rytmu stymulowanego. Ponadto może dochodzić do oparzenia okolicy łoża stymulatora. Z kolei podczas zabiegów operacyjnych z użyciem noża elektrycznego uszkodzeniu może ulec połączenie elektrody z mięśniem sercowym a to grozi migotaniem komór. Podobne problemy niesie ablacja prądem częstotliwości radiowej (RF) układu przewodzącego oraz wyładowania wszczepionego kardiowertera-defibrylatora. Ale ostatnie z wymienionych należą do wybitnej rzadkości.

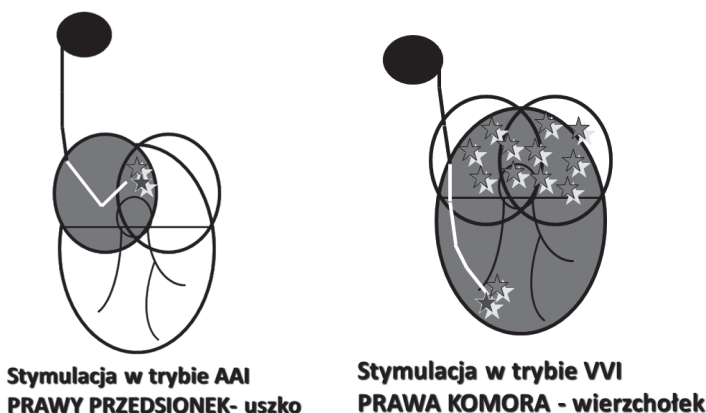
Stymulatory jednojamowe

Budowa stymulatorów jednojamowych polega na tym, że są one wyposażone w jeden tor detekcji i jeden tor wyjściowy oraz układ logiczny odpowiadający za realizację założonej funkcji stymulacyjnej. Aktualnie stymulatory jednojamowe produkowane są wyłącznie w wersji uniwersalnej, przeznaczonej zarówno do stymulacji komór, jak i przedsionków (rycina 7).

Pozwala na to szeroki zakres programowania przed i po wszczępieniu, umożliwiający dobór nastaw

parametrów odpowiednio do wybranego zastosowania. Są one wyposażone w możliwości pomiarowe i telemetryczną komunikację dwukierunkową, ewentualnie dodatkowo w funkcję adaptacji częstości do wysiłku (SSIR). Można je programować, w zależności od potrzeb, na jedną z funkcji podstawowych: AOO, AAI, AAT, AAIR, VOO, VVI, VVT, VVIR, często z różnymi modyfikacjami zależnymi od producenta urządzenia. Jednakże główną czynność tego typu rozruszników określają dwa podstawowe okresy czasowe. Pierwszym jest przerwa stymulacyjna (1), czyli odstęp pomiędzy dwoma artefaktami stymulacji podczas rytmu prowadzonego przez rozrusznik, drugim – czas trwania refrakcji układu sterującego (2) po własnym lub wymuszonym pobudzeniu komór. Najczęściej wynosi on około 200-350 ms i wówczas żadne bodźce nie docierają do stymulatora.

Jedną z obecnie rzadziej stosowanych odmian stymulacji jednojamowej jest stymulacja VVI. Jest to stymulacja na żądanie hamowana rytmem komór (VVI). Właściwie był to pierwszy rodzaj stymulacji, jaki zastosowano u chorych, ale ze względu na jego „niefizjologiczność” został zarzucony na korzyść stymulacji dwujamowej. Jedną z odmian tego typu stymulacji jest VOO, którą to najczęściej można zaobserwować podczas kontroli stymulatora. Taki tryb oznacza wyłączenie sterowania w wyniku umieszczenia magnesu nad stymulatorem, powodujące wystąpienie sztywnego rytmu stymulowanego, niezależnego od własnego rytmu serca. Inna odmiana stymulatora VVI ma dodaną funkcję automatycznej adaptacji częstotliwości rytmu do aktualnych potrzeb u chorych z niewydolnością



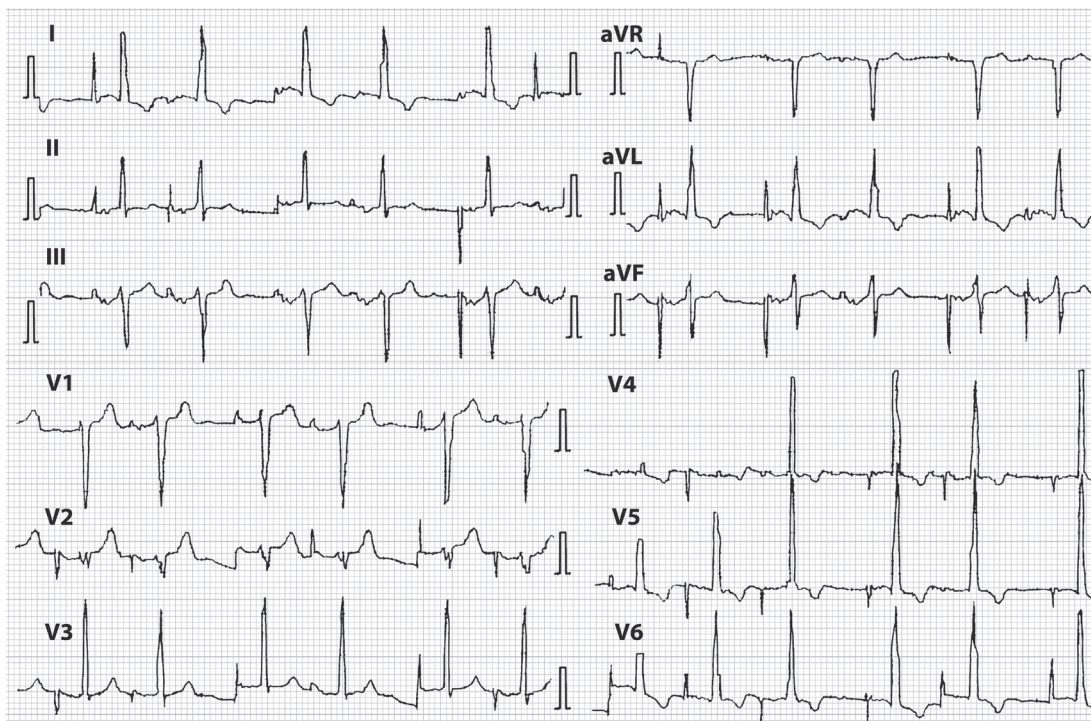
Rycina 7. Schemat stymulatorów jednojamowych (źródło własne)

chronotropową węzła zatokowo-przedsionkowego. Powstaje wówczas stymulacja o kodzie VVIR a czynnikiem uruchamiającym odpowiednią adaptację rytmu są najczęściej drgania mięśnia piersiowego większego odbierane przez wewnętrzną powierzchnię obudowy stymulatora. Kolejną odmianą stymulatorów jednojamowych są stymulatory synchronizowane rytmem komór (VVT), z wyładowaniami w obrębie własnych, kardiotopowych zespołów komorowych QRS. Obecnie nie są już one stosowane ze względu na zbyt dużą utratę energii, skracającą czas działania generatora. Natomiast czasem używa się tego trybu stymulacji w celu przerywania częstoskurczów.

U osób z zespołem chorego węzła zatokowego (SSS – *sick sinus syndrome*) i sprawnym przewodzeniem przedsionkowo-komorowym stosuje się głównie stymulację przedsionków rozrusznikami sterowanymi rytmem przedsionków, typu AAI oraz AAIR. Główną propagatorką tego typu stymulacji w Polsce, pod koniec lat 80-90. ubiegłego wieku, była profesor Grażyna Świątecka. Rozruszniki te wymagają większej czułości układu sterującego niż sterowane rytmem komór z powodu niskiego potencjału depolaryzacji

przedsionków (małej fali P). Konieczny jest też dłuższy okres refrakcji (około 400 ms), aby zapobiec wyczuwaniu potencjałów depolaryzacji komór przez elektrodę przedsionkową. Zdarza się to w zasadzie bardzo rzadko, ale jak przedstawia rycina 8, może stanowić dość istotny problem diagnostyczny. Na rycinie tej przedstawiam zapis stymulacji przedsionkowej AAI, gdzie można zauważyć, że występuje opisany problem. Na przedstawionym elektrokardiogramie stwierdzamy artefakty stymulacji przedsionkowej, które pojawiają się w niemiarywych (jak dla typowej, zaprogramowanej stymulacji) odstępach. Odmierzenie jednak ich odstępów powoduje, że dokładnie nakładają się one na odstęp poprzedzających zespołów komorowych QRS, świadczy to o zachodzeniu zjawiska wyczuwania zespołów komorowych przez elektrodę przedsionkową (*oversensing załamka R*).

Współczesne kardiostymulatory mogą współpracować zarówno z elektrodami jedno-, jak i dwubiegunowymi. Sposób pracy wyjścia stymulatora może być, odpowiednio do potrzeb, przeprogramowany już po wszczepieniu. Mimo licznych zalet, jakimi bezsprzecznie są: niska cena, prostota zabiegu wszczepiania



Rycina 8. Stymulacja AAI z nieprawidłowym sterowaniem potencjałami depolaryzacji komór (źródło własne)

i łatwiejsze prowadzenie pacjenta, kardiostymulacja jednojamowa posiada potwierdzoną wieloletnimi badaniami klinicznymi niedoskonałość – u osób z obecnym wstecznym przewodzeniem przedsionkowo-komorowym może być przyczyną pojawienia się tzw. zespołu stymulatorowego, którego powodem jest długotrwała praca serca bez prawidłowej synchronizacji przedsionkowo-komorowej.

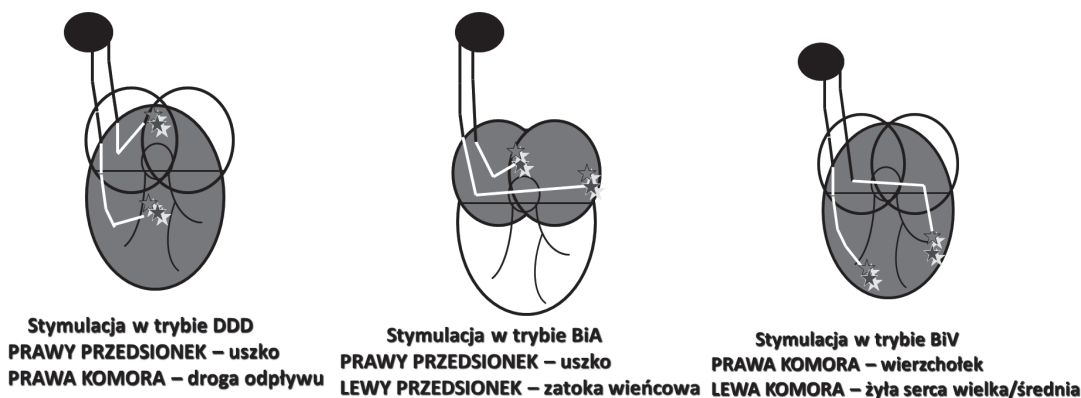
Stymulatory dwujamowe

Dążenie do zapewnienia efektów hemodynamicznych stymulacji jak najbardziej zbliżonych do efektów pracy zdrowego serca, doprowadziło do wprowadzenia stymulacji dwujamowej typu DVI przez Berkovits'a już w 1970 r. Funkcja DVI zapewnia synchroniczną pracę przedsionków i komór, jednak detekcją obejmuje jedynie sygnał komorowy. Dopiero 7 lat później opracowano aparat realizujący pełną wersję stymulacji dwujamowej – DDD, która nie tylko przywraca synchronię skurczów przedsionków i komór, ale wykorzystuje do modulacji częstotliwości stymulacji komór sygnał z naturalnego czujnika wysiłku, jakim jest węzeł zatokowy. Podstawowy układ kardiostymulatora dwujamowego składa się z dwóch torów detekcji (przedsionkowego i komorowego), dwóch torów wyjściowych (przedsionkowego i komorowego) oraz układu logicznego odpowiadającego za realizację założonej funkcji stymulacyjnej. Współczesne kardiostymulatory posiadają telemetryczną komunikację dwukierunkową, szerokie możliwości pomiarowe, i ewentualnie dodatkowo, funkcję adaptacji częstotliwości do wysiłku. Można je programować, w zależności od potrzeb, na jedną z następujących funkcji podstawowych: DOO, DVI, VDD, DDD, DDI, DDT,

DDDR, DDIR, DVIR, VDDR, często z modyfikacjami zależnymi od producenta, a także na wszystkie funkcje kardiostymulatora jednojamowego (rycina 9).

We współczesnych stymulatorach stosowane są różne systemy zabezpieczeń przed wystąpieniem częstoskurczu stymulatorowego, a w modelach z funkcją antyarytmiczną – algorytmy zapewniające jego umiarkowanie – jeśli on wystąpi. Wyposażono je również w układ ograniczenia maksymalnej częstotliwości pobudzeń przedsionkowych przewodzonych do komór 1:1 (tzw. punkt Wenckebacha lub Mobitz 2:1). Alternatywą dla dwujamowego systemu dwuelektrodowego może być aktualnie dwujamowy system jednoelektrodowy, realizujący funkcję VDD, a nawet DDD, utrzymujący stabilną synchronizację i skuteczną stymulację na poziomie przedsionków, w sytuacji występowania bardzo małych amplitud załamków P i dużej zmienności progów na „pływających” biegunach przedsionkowych elektrody.

Główną czynność tego typu rozruszników, w porównaniu ze stymulatorami jednojamowymi, określa znacznie więcej parametrów. Pierwszym, podobnie jak było wcześniej, jest podstawowa przerwa stymulacyjna (1), czyli minimalny odstęp pomiędzy dwoma artefaktami stymulacji podczas rytmu prowadzonego przez rozrusznik (ang. *lowe rate interval*). Drugim – czas trwania refrakcji układu sterującego (2) po własnym lub wymuszonym pobudzeniu odpowiedniej jamy. Okres refrakcji elektrody przedsionkowej po pobudzeniu komór zabezpiecza przed wyczuwaniem potencjałów wstecznej depolaryzacji przedsionków oraz impulsów komorowych przez elektrodę przedsionkową. W celu zabezpieczenia przed „skrzyżowanym” (zjawisko tzw. *cross talking*) wyczuwaniem impulsów przedsionko-



Rycina 9. Schemat stymulatorów dwujamowych (źródło własne)

wych przez elektrodę komorową, układ elektroniczny rozruszników stwarza zwykle możliwość dodatkowego, krótkiego (10-60 ms) okresu refrakcji elektrody komorowej w momencie impulsu przedsionkowego (*ventricular blanking period*). Jest to kolejny ważny parametr (3) stymulacji dwujamowej. Następnym jest opóźnienie przedsionkowo-komorowe (4), które odpowiada odstępowi PQ/PR pobudzeń zatokowych. Zwykle nie jest ono dłuższe niż 200 ms i dzięki temu umożliwia efektywny skurcz przedsionków przed depolaryzacją i skurczem komór. Jednakże należy sobie zdać sprawę, że w stymulatorach wysoko zaawansowanych istnieje możliwość dynamicznej zmiany tego opóźnienia tak, aby skurcz był najbardziej efektywny pod względem hemodynamicznym (*dynamic a-v delay*). Kolejnym ważnym parametrem stymulatorów dwujamowych jest najkrótsza przerwa stymulacyjna komór (*ang. upper rate interval*) w czasie szybkiego rytmu przedsionków (5). Przerwę tę, określającą górny zakres częstotliwości rytmu komór w czasie stymulacji typu DDD, wyznacza suma czasu trwania dwóch okresów: opóźnienia przedsionkowo-komorowego i „pokomorowej” refrakcji układu sterującego w przedsionku.

Podstawowym stymulatorem dwujamowym jest układ DDD, a także jego odmiana z funkcją adaptowanej częstości, czyli DDDR. Inną ciekawą odmianą dwujamowego sterowania z jednej elektrody stanowi rozrusznik typu VDD, w którym elektroda stymulująca komorę sterowana jest potencjałami zarówno z komory, jak i z przedsionka. Niestety, obserwacje ostatnich lat pokazują, że u wielu chorych dochodzi do naturalnej utraty sterowania przedsionkowego. Wynika to najpewniej z dwóch podstawowych rzeczy: patologii w obrębie przedsionków oraz zmian inwolucyjnych zachodzących w przedsionkach wraz z wiekiem. Sterujące ogniwo przedsionkowe znajduje się na elektrodzie stymulującej, bez stałego kontaktu ze ścianą przedsionka. Ten typ rozrusznika zapewnia fizjologiczną stymulację serca, z zachowaną sekwencją skurczu przedsionków i komór u chorych z całkowitym blokiem przedsionkowo-komorowym i z prawidłową czynnością węzła zatokowego. Ma on przewagę nad stymulacją dwujamową typu DDD, ponieważ nie wymaga wszczepiania elektrody przedsionkowej. Jednakże istnieją zastrzeżenia do tego typu stymulatora, które podano powyżej.

Fizjologiczną stymulację zapewniają stymulatory sterowane rytmem przedsionków typu VAT, z dwiema elektrodami: stymulującą, umiejscowioną w komorze

i sterującą – w przedsionku. Właściwie jest to najlepszy rodzaj stymulacji i powszechnie zwany jest sekwencyjną stymulacją fizjologiczną (chodzi oczywiście o zależności czasowe pomiędzy przedsionkami i komorami, a nie o lokalizację wyjścia impulsu). W tego typu stymulacji załamek P jest bodźcem do stymulacji komór, dokonywanej po odpowiedniej przerwie symulującej opóźnienie przedsionkowo-komorowe. Brak impulsu przedsionkowego, z powodu zwolnienia rytmu lub podprogowego napięcia załamka P, wyzwala stymulację komór o stałym rytmie typu V00. Natomiast dodatkowo narzucony okres refrakcji układu zapobiega zbyt częstemu pobudzaniu komór podczas tachyarytmii przedsionkowych (AT, AFL). Podobnie jak wcześniej opisany, ten typ stymulatora może być używany u chorych z blokiem przedsionkowo-komorowym bez współistniejącej choroby węzła zatokowego. Natomiast, jeśli równocześnie stwierdza się cechy chorego węzła zatokowo-predsionkowego, to najlepszym stymulatorem w takich przypadkach jest stymulacja typu DVI (DVIR). Jest to stymulacja sterowana rytmem komór i oferująca korzystną hemodynamicznie, fizjologiczną sekwencję pobudzenia przedsionków i komór.

Dobór odpowiedniego typu rozrusznika, właściwego czasu trwania wszystkich wymienionych okresów oraz innych programowanych parametrów, np. progów stymulacji i sterowania, warunkujących optymalną dla chorego synchronizację stymulacji w obrębie przedsionków i komór, zależą od aktualnych właściwości elektrofizjologicznych układu przewodzącego. Ponadto bardzo ważne znaczenie ma istnienie zaburzeń rytmu serca oraz rozpatrzenie indywidualnych potrzeb chorego, uwarunkowanych jego aktywnością fizyczną i stanem wydolności serca. Programowanie rozruszników dwujamowych, zwłaszcza z adaptowaną częstotliwością rytmu, jest więc żmudne i wymaga etapowej oceny w trakcie różnych prób czynnościowych. Stymulacja tego typu jest jednak lepiej tolerowana i znacznie bardziej efektywna hemodynamicznie niż prowadzona przy użyciu prostych rozruszników jednojamowych sterowanych rytmem komór.

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