



REDAKTOR DZIAŁU
doc. dr hab. n. med.
Rafał Baranowski
Pracownia
Monitorowania EKG
Instytut Kardiologii
w Warszawie-Aninie

Szanowni Państwo,

Na obecnym etapie naszej wędrówki po zespołach QRS wrócimy na chwilę do ich części początkowej, ale tym razem nie zapominając również o końcowej, czyli ważne będzie nie tylko, jak się rozpoczyna, ale również, jak się kończy zespół QRS. Co ciekawsze, wszystko będzie dotyczyło tylko jednego odprowadzenia. Na dodatek tego, które kiedyś uważaliśmy za najmniej przydatne w elektrokardiografii. Chodzi o odprowadzenie aVR. Mamy kolejny przykład, że jest bardzo pomocne, tym razem w różnicowaniu częstoskurczów z szerokimi zespołami QRS. Gorąco polecam zapoznanie się z nowym bardzo prostym i praktycznym algorytmem opartym na ocenie jednego odprowadzenia. Dzisiejszy gość działu EKG to doktor Marek Jastrzębski – kardiolog i elektrofizjolog z Krakowa. Warto zapamiętać to nazwisko i czytać artykuły elektrokardiograficzno-elektrofizjologiczne oraz wydaną w zeszłym roku książkę „Tachyarytmie” jego autorstwa ze znakomitymi przykładami EKG różnych arytmii.

Rafał Baranowski



dr n. med.
Marek Jastrzębski
I Klinika Kardiologii
i Nadciśnienia
Tętniczego, Szpital
Uniwersytecki,
Kraków

Pierwsze 40 milisekund zespołu QRS i odprowadzenie aVR – czyli nowe podejście do różnicowania częstoskurczów z szerokimi zespołami QRS

Marek Jastrzębski

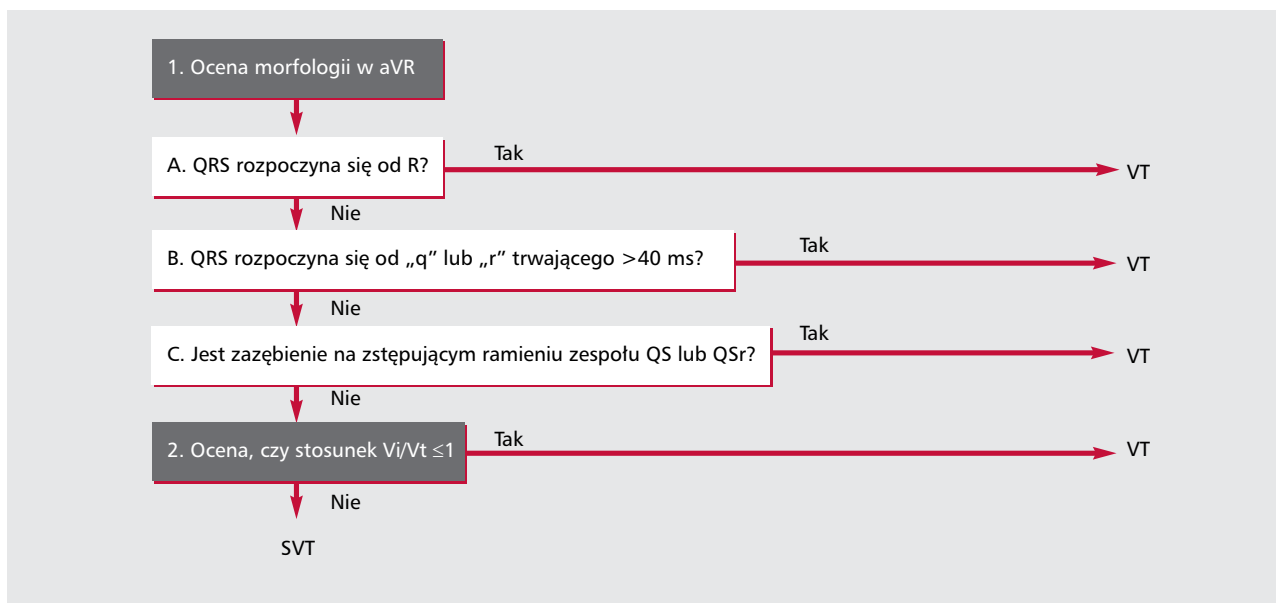
Adres:

I Klinika Kardiologii i Nadciśnienia Tętniczego,
Szpital Uniwersytecki, Kraków

Adres do korespondencji:

I Klinika Kardiologii i Nadciśnienia Tętniczego,
Szpital Uniwersytecki, Kraków
ul. Kopernika 17, 31-501, Kraków
email: mcjastrz@cyf-kr.edu.pl

W ciągu ostatnich trzech dekad opracowano szereg algorytmów i kryteriów różnicujących ektopię komorową od pobudzeń nadkomorowych przewodzonych z blokiem lub tzw. aberracją czy też preekscytacją [1-5]. Wśród nich na uwagę zasługuje opublikowany w ubiegłorocznym *Heart Rhythm*, węgiersko-amerykański algorytm, nazwany algorytmem aVR [6].



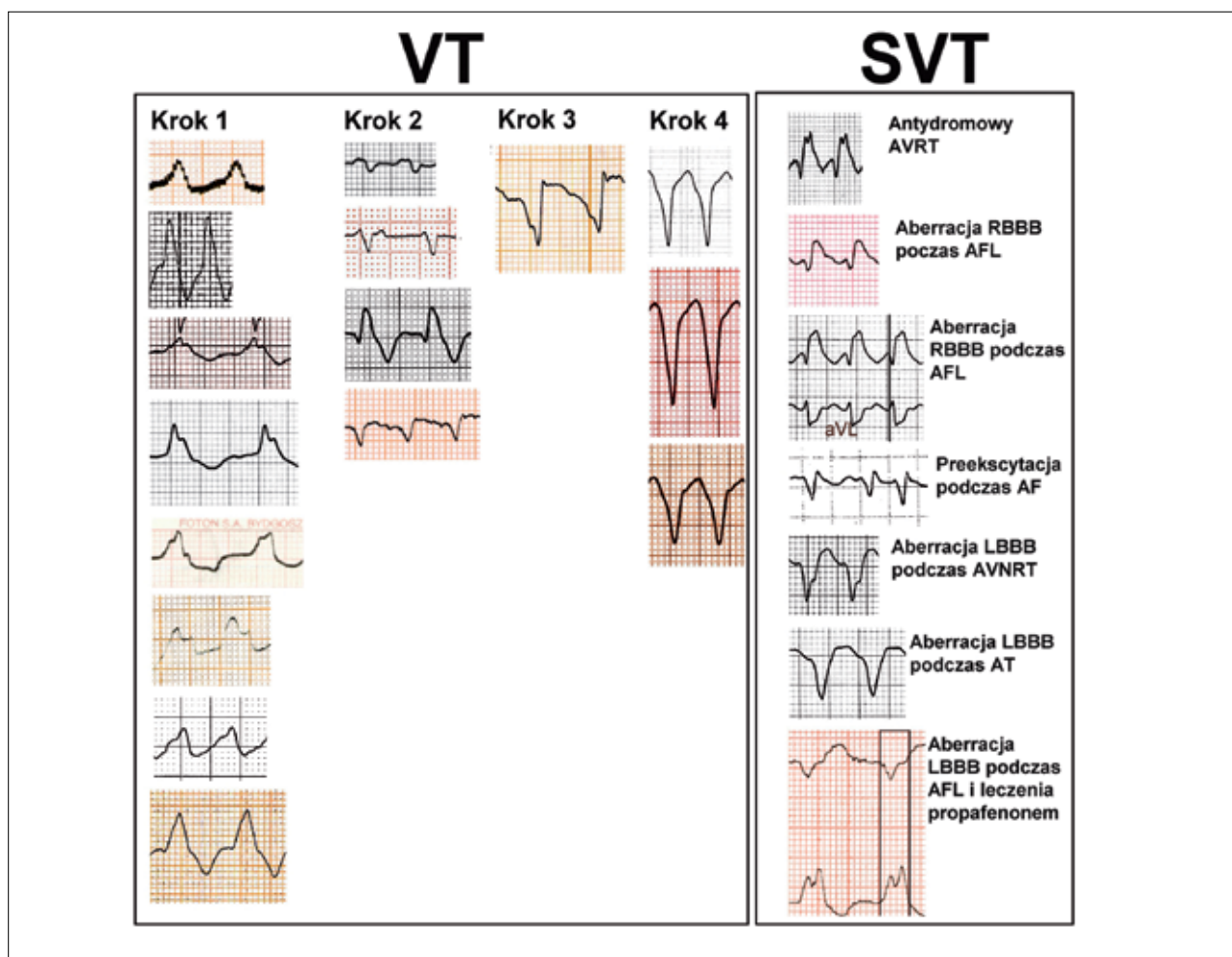
RYCINA 1 Algorytm aVR.

Pierwsze trzy kroki to ocena obecności typowej dla VT morfologii QRS w tym odprowadzeniu. Czwarty krok polega na ocenie stosunku szybkości podczas początkowych (V_i) i końcowych (V_t) 40 milisekund zespołu QRS.

Twórcy tego algorytmu, Verecke i wsp., twierdzą, że dotychczasowe algorytmy przytłaczały mnogością kryteriów morfologicznych i etapów, które trzeba przejść, aby zaklasyfikować arytmie jako częstoskurcz komorowy (VT) lub nadkomorowy (SVT). Ponadto do niektórych elektrokardiogramów nie da się ich zastosować. Faktycznie, niektóre z tych algorytmów są trudne do zapamiętania lub zawierają liczne kryteria morfologiczne (np. algorytm Brugadów uwzględnia ich 15). W praktyce większość lekarzy, nie stykając się na co dzień z częstoskurczami z szerokimi zespołami QRS, nie pamięta wszystkich elementów stosowanego algorytmu, stosuje je wybiórczo lub w złej sekwencji, co znacznie obniża ich czułość lub swoistość, prowadząc do błędów w rozpoznaniu. Jednym z celów opracowania algorytmu aVR było ułatwienie różnicowania VT z SVT poprzez ocenę wyłącznie tego jednego odprowadzenia. Morfologie zespołów QRS w odprowadzeniu aVR typowe dla VT i SVT przedstawiono na rycinie 1.

Inną ciekawą cechą tego algorytmu jest rezygnacja z licznych kryteriów morfologicznych na rzecz oceny szybkości narastania depolaryzacji w pierwszych 40 ms zespołu QRS (w porównaniu do własnych referencyjnych 40 milisekund końcowej części QRS). Ten parametr jest mocno osadzony w elektrofizjologicznych różnicach pomiędzy VT a SVT. W częstoskurczu nadkomorowym z aberracją pobudzenie dociera do komór poprzez pęczek Hisa i włókna Purkiniego niezablokowanej odnogi, co umożliwia szybkie rozpoczęcie depolaryzacji. Opóźnienie i spowolnienie ma miejsce dopiero w drugiej części

zespołu QRS, gdy fala pobudzenia dociera do przeciwległej komory (zaopatrywanej przez zablokowaną odnogę). W większości częstoskurczów komorowych sytuacja jest odwrotna: najpierw dochodzi do powolnej depolaryzacji wolno przewodzących włókien roboczych (wokół miejsca wyjścia arytmii) i dopiero potem fala depolaryzacji ewentualnie penetruje do włókien Purkiniego, tak że koniec pobudzenia bywa zwykle szybszy niż początek. Stąd też w VT stosunek początkowej szybkości depolaryzacji do końcowej – V_i/V_t wynosi ≤ 1 . Zwróćmy uwagę, że niektóre popularne klasyczne różnicujące kryteria morfologiczne w dużym stopniu odwołują się do oceny szybkości narastania depolaryzacji na początku zespołu QRS. Z tym, że ocenia się je w różnych odprowadzeniach i w odniesieniu do arbitralnych wartości. W przypadku uogólnionego spowolnienia w przewodzeniu (np. po lekach antiarytmicznych bądź w skrajnej kardiomiopatii rozstrzeniowej), gdy nawet pobudzenia nadkomorowe rozprzestrzeniają się początkowo powoli, kryteria te często dają wyniki fałszywie dodatnie. W takich przypadkach ocena stosunku V_i/V_t pozwala uniknąć wyniku fałszywie dodatniego, gdyż odnosi się on do końcowych 40 milisekund własnego zespołu QRS [7,8]. Parametr ten ocenia się prosto: dzieląc liczbę kratek przebytych (tak w górę, jak i w dół) przez krzywą w ciągu pierwszych 40 ms zespołu QRS (V_i) przez liczbę kratek przebytych w ciągu ostatnich 40 ms zespołu QRS (V_t). Stosunek $V_i/V_t \leq 1$ przemawia za VT, a > 1 za SVT. W algorytmie Verecke i wsp. parametr oceniamy w odprowadzeniu aVR, ale, jak wykazano we wcześniejszym badaniu, moż-



RYCINA 2

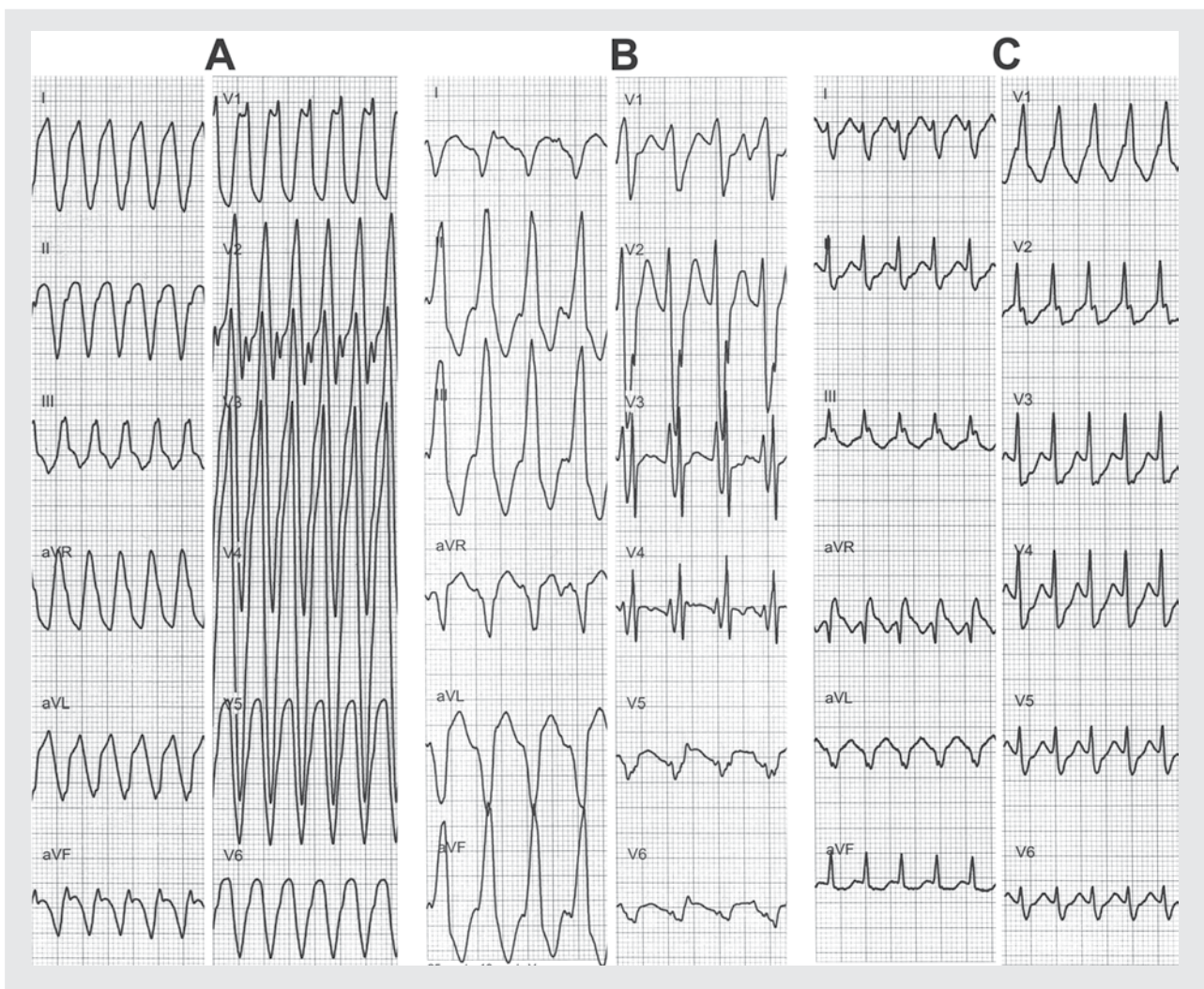
Morfologia QRS w odprowadzeniu aVR u 23 chorych z częstoskurczami z szerokimi zespołami QRS. VT – morfologie u chorych z częstoskurczami komorowymi, klasyfikowanymi przez algorytm aVR jako VT w kolejnych krokach: 1. Zespół R lub Rs, najprostszą do oceny, najczęściej występującą i najbardziej swoistą dla VT morfologią aVR. 2. Zespół rS lub qR z q lub r trwającym >40 ms. 3. Zespół QS lub QSr z zagęszczeniem na ramieniu zstępującym. 4. Zespoły QS lub QSr z wolnym ramieniem zstępującym i $V_i/V_t \leq 1$. SVT – typowa morfologia aVR u chorych z częstoskurczami nadkomorowymi: rSR' z wąskim r lub QS z szybko zstępującym ramieniem. AVRT – częstoskurcz nawrotny przedsionkowo-komorowy, AFL – trzepotanie przedsionków, AF – migotanie przedsionków, AVNRT – częstoskurcz nawrotny z węzła przedsionkowo-komorowego. LBBB – blok lewej odnogi pęczka Hisa, RBBB – blok prawej odnogi pęczka Hisa. W większości przypadków SVT, nawet bez precyzyjnej oceny V_i/V_t , na pierwszy rzut oka widać, że początek depolaryzacji jest szybszy niż koniec, a więc, że $V_i/V_t > 1$. Niekiedy konieczne jest jednak dokładne obliczenie V_i/V_t , wtedy bardzo ważne jest ustalenie początku i końca zespołu QRS w aVR na podstawie jednoczesnej rejestracji kilku odprowadzeń. Pełne zapisy 12 odprowadzeń EKG przedstawionych 23 chorych opublikowane już uprzednio [9] dostępne są również na stronie www.Elektrokardiogram.pl

na go zastosować i do innych odprowadzeń. [8] Wtedy ocenia się go poprzez wybranie odprowadzenia z zespołem QRS dwufazowym o dobrze zdefiniowanym początku i końcu.

W praktyce algorytm aVR składa się tylko z dwóch kroków: po pierwsze oceny, czy morfologia aVR jest typowa dla VT (jeśli tak, to na tym kończymy), po drugie, przy morfologii aVR nietypowej dla VT należy obliczyć stosunek V_i/V_t (ryc. 1). Myślę, że autorzy, trochę wbrew własnym intencjom, niesłusznie formalnie podzielili pierwszy krok na trzy (co sprawia, że i ten algorytm wymaga zapamiętywania kolejnych kroków). Niemniej, te trzy pierwsze kroki polegają na ocenie występowania

w zapisie jednej z trzech najbardziej komorowych morfologii aVR (ryc. 2). Zastosowanie tego algorytmu nie wyklucza wsparcia się w przypadkach wątpliwych prostym i jednocześnie prawie w 100% specyficznym kryterium, jakim jest obecność rozkojarzenia przedsionkowo-komorowego, czy jakimś starszym, wysoce specyficznym, morfologicznym kryterium różnicującym. I na odwrót, korzystając ze „swojego” algorytmu w przypadkach wątpliwych, można wspomóc się oceną morfologii w aVR lub obliczeniem stosunku V_i/V_t [9].

Dlaczego wybrano właśnie aVR – to chyba najbardziej ignorowane podczas oceny EKG odprowadzenie? Otóż, wg Vereckei i wsp., odprowadzenie to powinno najlepiej

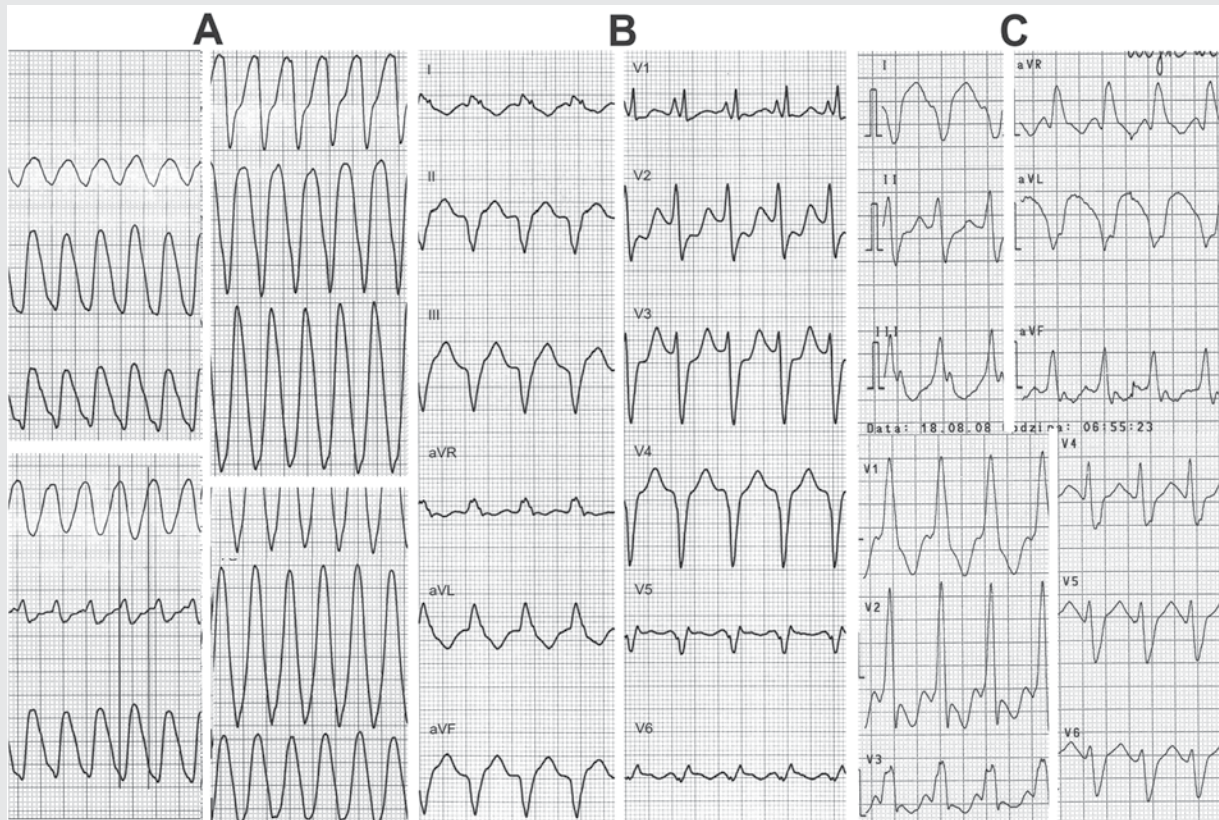


RYCINA 3

A. 71-letni mężczyzna po dwóch zawałach serca, wszczepieniu pomostów aortalno-wieńcowych (CABG), z frakcją wyrzutową (EF) 26% oraz omdleniu o niewyjaśnionej etiologii. W aVR obecny monofazowy załamek R, w więc pierwszy krok algorytmu aVR pozwala zaklasyfikować ten częstoskurcz jako VT. **B.** 47-letni mężczyzna z kardiomiopatią przerostową, EF 75%. Niezależnie od uznania zespołu QRS w aVR za QS z ząbieniem czy za rS arytmia klasyfikowana jest przez algorytm jako VT, odpowiednio w trzecim bądź czwartym kroku. **C.** 35-letnia kobieta z wieloletnim wywiadem napadowych kołatań serca, EF 74%. W aVR morfologia rS' z załamkiem $r < 40$ ms i początkową szybką depolaryzacją. Morfologia nietypowa dla VT, ostatni etap algorytmu – obliczenie V_i/V_t , prawidłowo klasyfikuje arytmie jako SVT (był to AVNRT, ryc. 5).

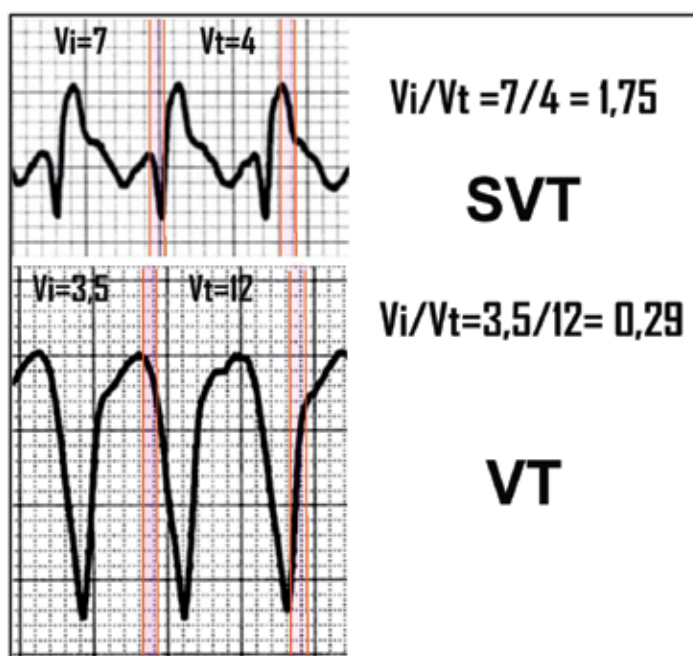
odróżnić VT od SVT ze względu na swój wektor. W SVT, i to niezależnie od typu aberracji, dominujący początkowy kierunek depolaryzacji komór jest przeciwny do wektora odprowadzenia aVR. Jeśli więc w odprowadzeniu aVR zespół QRS rozpoczyna się od wychylenia dodatniego, które ma postać dużego, dominującego nad pozostałymi składowymi QRS załamka R, wyklucza to rozpoznanie SVT. I taki też jest pierwszy krok algorytmu: jeśli w aVR obecny jest jednofazowy R lub zespół Rs (ok. 40% częstoskurczów komorowych), to rozpoznajemy VT i kończymy różnicowanie. Jest to jednocześnie najprostsz i najbardziej specyficzny krok nowego algorytmu – bez wątplenia godny zapamiętania.

Zgodnie z duchem algorytmu aVR, starającym się upraszczać, a nie komplikować rozpoznanie, proponuję przejrzeć rycin 3-5 z zaprezentowanymi tam częstoskurczami z szerokimi zespołami QRS i ich klasyfikacji wg algorytmu aVR. We wszystkich przedstawionych przypadkach rozpoznanie było potwierdzone badaniem elektrofizjologicznym lub zapisami endokawitarnymi z kardiowertera-defibrylatora. Zwolenników starych algorytmów zapraszam również, w celach porównawczych, do szybkiego przetestowania zaprezentowanych elektrokardiogramów najpierw algorytmem Brugadów, potem tzw. „bayesjańskim” i może jeszcze na koniec, prostym, ale mało specyficznym algorytmem Griffitha.



RYCINA 4

A. 71-letni mężczyzna po trzech zawałach serca, EF 20%. W aVR zespół QS. Ze względu na sinusoidalną morfologię trudno jednoznacznie ustalić początek i koniec zespołu QRS – co jest istotnym ograniczeniem w zastosowaniu wszystkich algorytmów opartych na morfologii QRS [1]. Wydaje się jednak, że szybkość depolaryzacji jest taka sama na początku i końcu QS, a nawet, przyjmując koniec zespołu zgodnie z prawdopodobnym początkiem i końcem wg aVL i aVF (zaznaczono liniami), koniec depolaryzacji jest szybszy, czyli $V_i/V_t \leq 1$. W obu przypadkach algorytm wskazuje na VT (ostatni krok algorytmu). B. 76-letni mężczyzna po zawale serca ściany dolnej, po CABG i z EF 35%. W aVR zespół Rs – pierwszy krok algorytmu klasyfikuje arytmie jako VT. C. 60-letni mężczyzna z niewydolnością serca, po zawale serca ściany przedniej i bocznej, po CABG oraz z EF 23%. W aVR zespół qR z załamkiem q trwającym ponad 40 ms (drugi krok algorytmu klasyfikuje arytmie jako VT).



RYCINA 5

Górny zapis – odprowadzenie aVR o morfologii rSR', $V_i/V_t > 1$ prawidłowo klasyfikuje częstoskurcz jako SVT (był to AVNRT z aberracją typu RBBB). Dolny zapis – odprowadzenie aVR o morfologii QS, $V_i/V_t < 1$ prawidłowo klasyfikuje arytmie jako VT (był to idiopatyczny częstoskurcz komorowy z toru wypływu prawej komory).

Piśmiennictwo:

1. Lau EW, Pathamanathan RK, Ng GA, et al.: The Bayesian approach improves the electrocardiographic diagnosis of broad complex tachycardia. *Pacing Clin Electrophysiol* 2000, 23: 1519-1526.
2. Griffith MJ, Garratt CJ, Mounsey P, Camm AJ: Ventricular tachycardia as default diagnosis in broad complex tachycardia. *Lancet* 1994, 343: 386-388.
3. Brugada P, Brugada J, Mont L, et al.: A new approach to the differential diagnosis of a regular tachycardia with a wide QRS complex. *Circulation* 1991, 83: 1649-1659.
4. Kindwall KE, Brown J, Josephson ME: Electrocardiographic criteria for ventricular tachycardia in wide complex left bundle branch block morphology tachycardias. *Am J Cardiol* 1988, 61: 1279-1283.
5. Wellens HJ, Bar FW, Lie KI: The value of the electrocardiogram in the differential diagnosis of a tachycardia with a widened QRS complex. *Am J Med* 1978, 64: 27-33.
6. Verecke A, Duray G, Szenasi G, et al.: New algorithm using only lead aVR for differential diagnosis of wide QRS complex tachycardia. *Heart Rhythm* 2008, 5: 89-98.
7. Jastrzebski M: Proarytmiczny wpływ propafenonu u chorych z migotaniem i trzepotaniem przedsionków. *Kardiologia Pol* 2008, 66: 1221-1224.
8. Verecke A, Duray G, Szenasi G, et al.: Application of a new algorithm in the differential diagnosis of wide QRS complex tachycardia. *Eur Heart J* 2007, 28: 589-600.
9. Jastrzebski M, Kukla P, Czarnecka D, Kawecka-Jaszcz K: *Obrazy Elektrokardiograficzne: Tachyarytmie*. Actavis Polska, Kraków 2008.

Odpowiedź ze str. 74

Odpowiedź:

Przedstawione dane oraz zamieszczone ryciny dają podstawę do rozpoznania rekoarktacji aorty oraz współistniejącej z nią dwupłatkowej zastawki aorty (ryc. 1). Taka morfologia zastawki aortalnej występuje u około 30-40% chorych ze zwężeniem cieśni aorty. W przedstawionym przypadku zastawka aortalna jest w pełni sprawna i nie powinna w najbliższym czasie zagrażać stanowi hemodynamicznemu chorej. Nawrót zwężenia po zabiegu plastyki balonowej koarktacji aorty jest obserwowany dość często (około 10% przypadków) i bywa wyrazem remodelingu naczynia po przeprowadzonej interwencji. W badaniu metodą kolorowego dopлера obserwuje się w projekcji nadmostkowej istotną turbulencję wskazującą na utrudnienie przepływu (ryc. 2). Istotność zwężenia powinna być oceniona w badaniu echokardiograficznym na podstawie kilku elementów.

Jednym z nich jest wartość skurczowego przyspieszenia przepływu i wyliczonego na tej podstawie gradientu (ryc. 3). W przedstawionej sytuacji gradient skurczowy wynosił 46 mm Hg, a średni 15 mm Hg (za istotny uważa się gradient skurczowy powyżej 20 mm Hg). Ważnym elementem analizy jest także kształt profilu prędkości. Jeśli przepływ rejestrowany metodą doplerowską przechodzi na fazę rozkurczu, a tak jest w tym przypadku (ryc. 3), wskazuje to na istotną klinicznie rekoarktację. Dodatkowym elementem potwierdzającym istotność zwężenia jest profil prędkości w aorcie brzusznej rejestrowany za pomocą dopлера pulsacyjnego (ryc. 4). Niska wartość prędkości oraz powolne narastanie przepływu dowodzą, że przeszkoda na poziomie cieśni aorty może być istotną. Podsumowując, przedstawione dane upoważniają do rozpoznania istotnej klinicznie rekoarktacji i podjęcia decyzji o ponownej plastyce balonowej lub interwencji z wykorzystaniem stentu.