

Echokardiograficzne metody oceny lewego przedsionka

Paweł Koprowski,¹ Magdalena Kostkiewicz²

¹Oddział Chorób Wewnętrznych
Szpitala Miejskiego w Krynicy-Zdroju

²Klinika Chorób Serca i Naczyń
Collegim Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego
Szpital im. Jana Pawła II w Krakowie

Adres do korespondencji

Dr Paweł Koprowski
Oddział Chorób Wewnętrznych Szpitala Miejskiego
ul. Kraszewskiego 142, 33-380 Krynica-Zdrój
e-mail: pkoprowski@interia.pl

Kardiologia po Dyplomie 2011; 10 (3): 40-48

Wprowadzenie

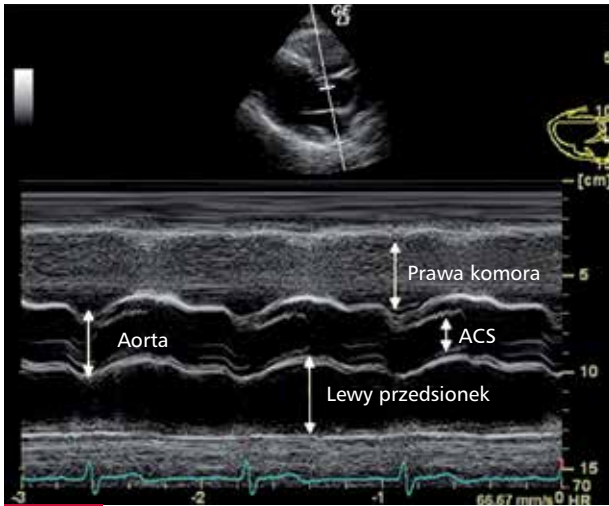
Badanie echokardiograficzne jest metodą z wyboru w wykrywaniu zaburzeń funkcji serca i ocenie pacjentów z chorobami układu krążenia. Ocena wielkości lewego przedsionka (left atrium, LA), obok innych parametrów, pozwala ocenić czynność rozkurczową lewej komory, a powiększenie LA jest niekorzystnym czynnikiem rokowniczym wystąpienia zdarzeń sercowo-naczyniowych, takich jak migotanie przedsionków, udar mózgu, niewydolność serca czy nagła śmierć sercowa [1]. Powiększenie LA określa stopień zaawansowania i czas trwania zaburzeń napełniania lewej komory [2]. Podczas cyklu serca LA stanowi rezerwar dla krwi spływającej z żył krążenia płucnego w fazie skurczu lewej komory (left ventricle, LV), umożliwia przepływ krwi do LV podczas wczesnego rozkurczu (faza szybkiego napełniania) oraz jest pompą dopełniającą o ok. 15-30 % objętość LV w fazie późnego napełniania [3]. Zmiany objętości LA powodują zmiany naprężenia ścian przedsionka i zwiększenie jego wymiarów. Oceny echokardiograficznej LA można dokonać w badaniu przezklatkowym (transthoracic echocardiography, TTE) i przezprzełykowym (transesophageal echocardiography, TEE). Zastosowanie znajduje wiele technik echokardiograficznych i metod pomiarowych, takich jak: obrazowanie jednowymiarowe (M-mode), dwuwymiarowe (2D), obrazowanie przestrzenne (3D), przy użyciu funkcji doplera tkankowego (tissue Doppler imaging, TDI) oraz z zastosowaniem technik dodatkowych, takich jak: automatyczna detekcja wsierdzia, kolorokineza, echokardiografia kontrastowa i technika odkształcania (strain). Zastosowanie nowoczesnych technik echokardiograficznych dostarcza nie tylko informacji o wielkości i objętości LA, ale także o jego funkcji.

Badanie przezklatkowe

Zgodnie z wytycznymi Amerykańskiego Towarzystwa Echokardiograficznego (American Society of Echocardiography, ASE) i Europejskiego Towarzystwa Kardiologicznego (European Society of Cardiology, ESC), wszystkie pomiary muszą być dokonane synchronicznie z zespołami QRS elektrokardiogramu. Pomiarów liniowych LA dokonuje się w projekcji przymostkowej w osi długiej i w projekcjach koniuszkowych – czterojamowej i dwujamowej. W projekcji przymostkowej w osi długiej, w prezentacji M-mode lewy przedsionek mierzy się od wewnętrznego obrysu ściany tylnej aorty wstępującej do przedniego brzegu tylnej ściany przedsionka podczas maksymalnego wychylenia tylnego echa aorty do przodu [4,5]. Pomiaru dokonuje się w końcowej fazie skurczu według zapisu EKG, kiedy wymiar przednio-tylny przedsionka w prezentacji M-mode jest największy (ryc. 1). Pomiary w prezentacji M-mode dobrze korelują z wielkością LA w badaniu angiograficznym i są często wykorzystywane w praktyce klinicznej i badaniach naukowych [5]. Istnieją jednak istotne ograniczenia dokładności pomiaru przednio-tylnego w tej metodzie wynikające:

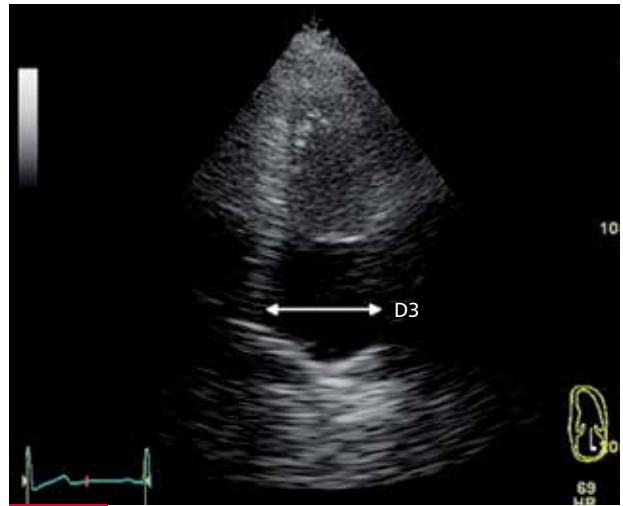
- ze zmniejszonego wymiaru przednio-tylnego klatki piersiowej,
- z wykonywania skośnego przekroju przedsionka zażywającego jego wymiar,
- z trudnych warunków obrazowania granicy wsierdzia LA,
- z występowania niesymetrycznego remodelingu jamy LA.

Dlatego pojedynczy wymiar LA uzyskany w badaniu M-mode nie wystarczy do określenia jego wielkości i powinien być porównany z obrazowaniem w innych płaszczyznach [6].



RYCINA 1

Pomiar wielkości lewego przedsionka w projekcji przymostkowej w osi długiej, prezentacja M-mode. W tej projekcji możliwy jest też pomiar szerokości aorty, prawej komory i rozwarcie płatków zastawki aortalnej. ACS – separacja płatków aortalnych.



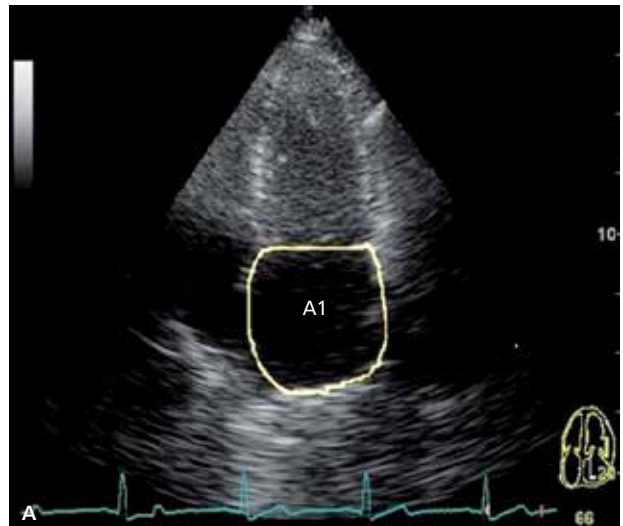
RYCINA 3

Projekcja koniuszkowa dwujamowa: pomiar wymiaru przednio-tylnego (D3) – od tylnej ściany aorty do tylnej ściany lewego przedsionka.



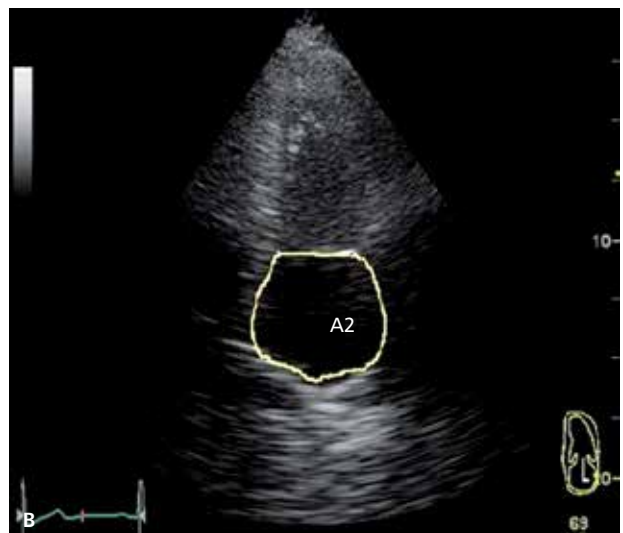
RYCINA 2

Pomiary w projekcji koniuszkowej czterojamowej: wymiaru górno-dolnego (D1) – od sklepienia lewego przedsionka do środka linii łączącej brzegi pierścienia mitralnego – oraz wymiaru przyśrodkowo-bocznego (D2) – od przegrody międzyprzedsionkowej do ściany bocznej przedsionka lewego w najszerszym miejscu prostopadłe do linii pomiaru górno-dolnego.



RYCINA 4

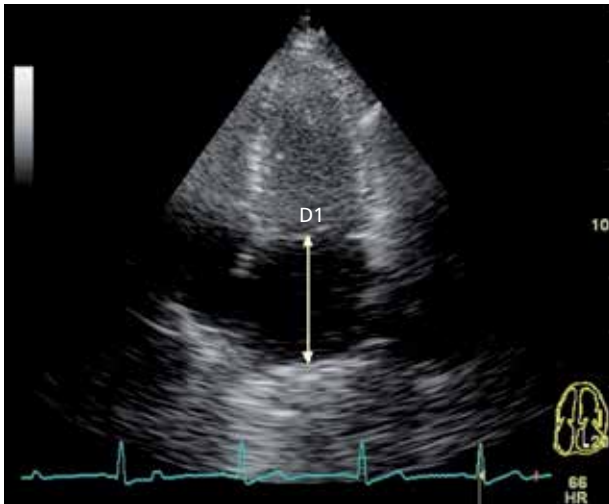
Planimetryczny pomiar powierzchni lewego przedsionka. A. Projekcja koniuszkowa czterojamowa (pole A1). B. Projekcja koniuszkowa dwujamowa (pole A2).



RYCINA 4

Planimetryczny pomiar powierzchni lewego przedsionka. A. Projekcja koniuszkowa czterojamowa (pole A1). B. Projekcja koniuszkowa dwujamowa (pole A2).

Projekcje koniuszkowe stanowią istotne uzupełnienie badania w prezentacji M-mode i są podstawą do wykonania bardziej zaawansowanych pomiarów. W projekcji koniuszkowej czterojamowej określa się wymiar górno-dolny (D1) (od sklepienia lewego przedsionka do środka linii łączącej brzegi pierścienia mitralnego) i przyśrodkowo-boczny (D2) (od przegrody międzyprzedsionkowej do ściany bocznej przedsionka lewego w najszerszym miejscu prostopadłe do linii pomiaru górno-dolnego) (ryc. 2). Wymiar przednio-tylny (D3) (od tylnej ściany aorty do tylnej ściany lewego przedsionka) uzyskuje się w projekcji koniuszkowej dwujamowej (ryc. 3). Wszystkie pomiary są dokonywane w rozkurczu, tuż przed otwarciem zastawki mitralnej [5].



RYCINA 5

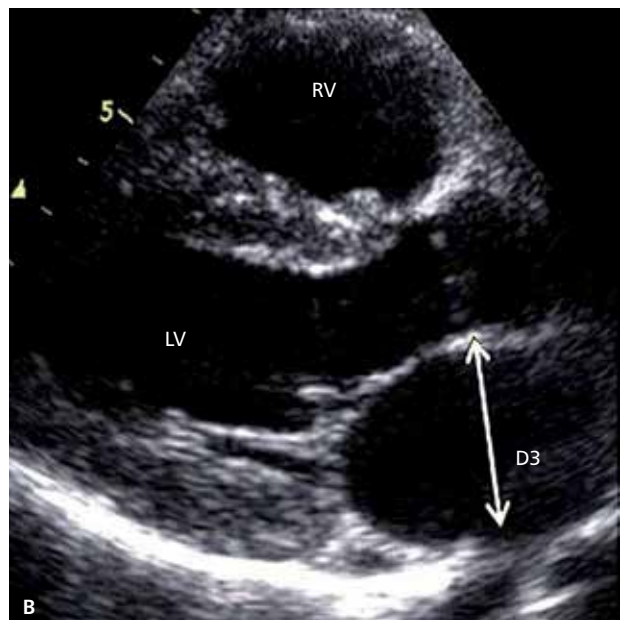
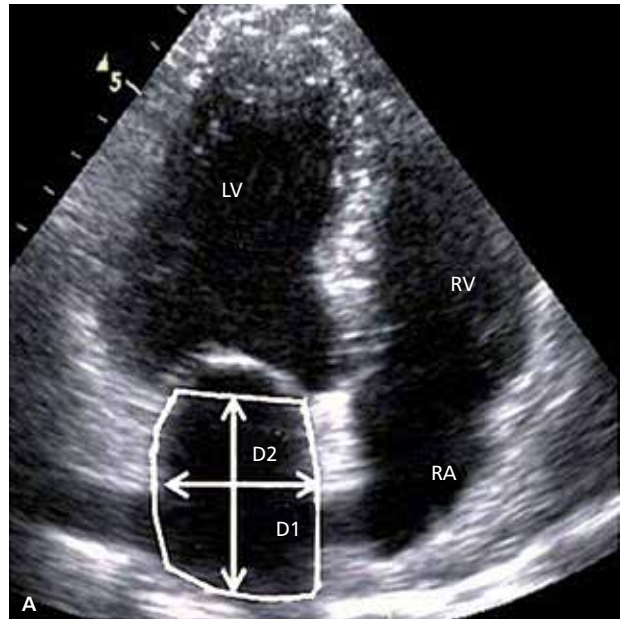
Pomiar wymiaru górno-dolnego (D1) w projekcji koniuszkowej czterojamowej dla oznaczenia LAV metodą AL [5,11].

W praktyce klinicznej pomiary linearne LA uzupełniane są pomiarem pola powierzchni LA. Pomiaru planimetrycznego pola powierzchni dokonuje się w projekcji dwu- i czterojamowej koniuszkowej, obrysowując wewnętrzną granicę przedsionka wzdłuż wsierdzia w czasie skurczu, a górną granicę pomiaru stanowi linia łącząca brzozy pierścienia mitralnego (ryc. 4). LA uważa się za powiększony, jeżeli jego powierzchnia przekracza 20 cm² [5,7].

Możliwość wizualizacji konturów wsierdzia LA, dokładność wyznaczenia osi przedsionka oraz zlokalizowanie pierścienia zastawki mitralnej i ujścia żył płucnych stanowią o rzetelności pomiaru. Pomiary liniowe nie oddają jednak rzeczywistego kształtu LA, który jest nieregularną przestrzenną bryłą. Na wielu etapach uzyskiwania wymiarów liniowych w jednej lub obu projekcjach pomiary mogą być niedokładne, co wpływa na wartość i powtarzalność uzyskanych wyników.

Odzwierciedleniem przebudowy przestrzennej LA jest określenie jego objętości (left atrial volume, LAV), a według wielu autorów [8] znaczenie pomiaru LAV przewyższa pomiary liniowe podczas określania ryzyka wystąpienia chorób serca [7]. Pomiary LAV są zgodne z danymi uzyskanymi w tomografii komputerowej, wentrykulografii kontrastowej i rezonansie magnetycznym [4,8]. Standardy ASE i ESC zalecają dokonywanie pomiarów LAV w projekcjach dwuwymiarowych za pomocą następujących metod: powierzchnia-długość (area-length, AL), wydłużonej elipsy (prolate ellipse, PE) i sumacji dysków (Simpson's method, SIM) [5].

W metodzie AL pole powierzchni LA obrysowuje się w projekcji koniuszkowej cztero- (A1) i dwujamowej (A2) (ryc. 4). Następnie oznacza się wymiar liniowy LA górno-dolny (D1) (ryc. 5) i zakłada się, że jest on taki sam w obu projekcjach koniuszkowych. LAV w metodzie AL oblicza się według wzoru:



RYCINA 6

Pomiar objętości lewego przedsionka metodą wydłużonej elipsy [5].
A. Pomiar w projekcji koniuszkowej czterojamowej: wymiary D1 (wymiar przyśrodkowo-boczny) i D2 (wymiar górno-dolny). **B.** Obraz projekcji przyśrodkowej w osi krótkiej – wymiar D3 (przednio-tylny).
 LV – lewa komora, RV – prawa komora, RA – prawy przedsionek.

$$LAV = \frac{8/3 \pi [(A1 \times A2)]}{D1}$$

U wielu chorych, zwłaszcza starszych, w projekcji koniuszkowej nie udaje się uzyskać przekrojów prostopadłych od koniuszka do środka płaszczyzny zastawki mitralnej, a odchylenie od kąta prostego powoduje, że pomiary planimetryczne wykorzystywane do obliczeń są niedokładne, co jest przyczyną nieścisłości w pomiarze LAV [5]. Z powodu tych ograniczeń ESC i ASE zalecają metodę wydłużonej elipsy (PE) [5,11] (ryc. 6), w której LAV obliczana jest według wzoru:

$$LAV = (D1 \times D2 \times D3) \times 0,523$$

Dokładność metody PE zależy od właściwego zobrazowania jamy LA w badaniu dwuwymiarowym, ponieważ wpływa to na długość i kierunek pomiaru liniowego, co również przekłada się na dokładność otrzymanego wyniku LAV [9].

W metodzie Simpsona (SIM) LA podzielony jest na wiele figur w kształcie dysków na wielu poziomach i dzięki sumowaniu ich objętości otrzymujemy LAV. Pomiarów dokonuje się w projekcjach koniuszkowych cztero- (A4C) i dwujamowej (A4C) (ryc. 7). Matematycznie metodę SIM opisuje wzór:

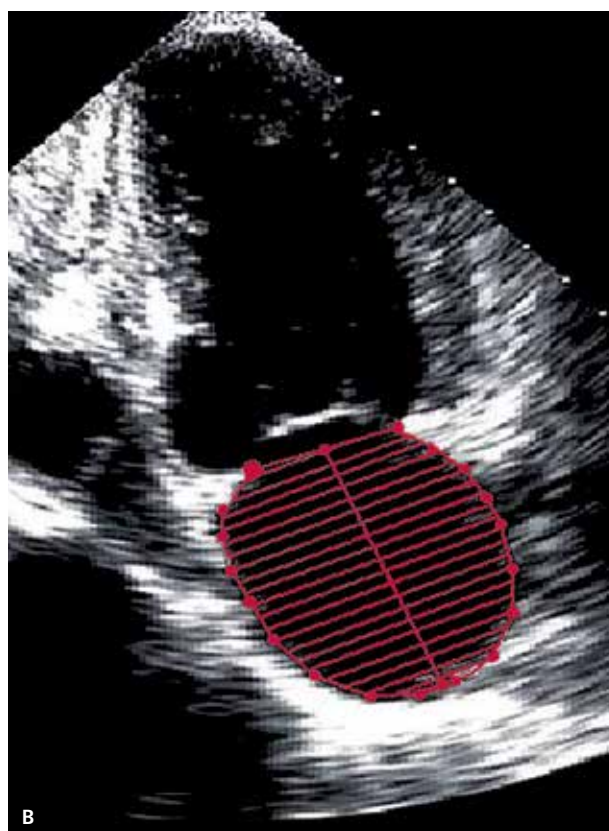
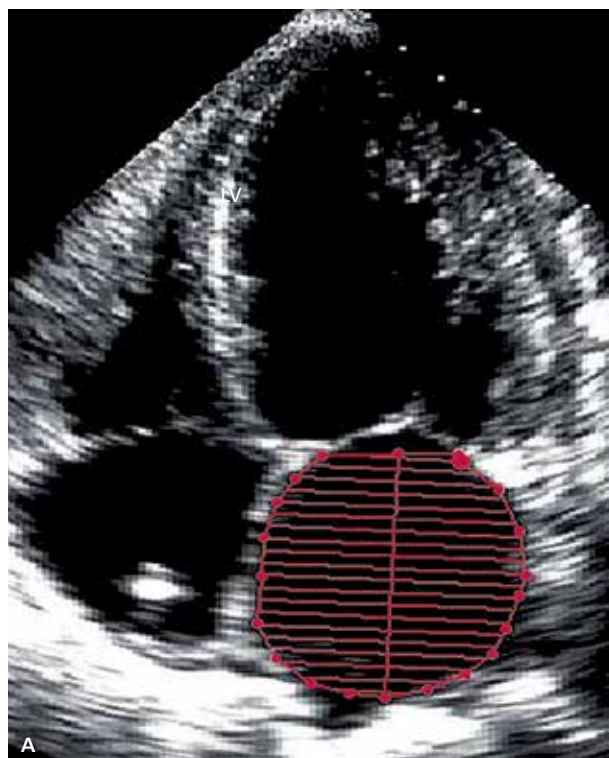
$$LAV = \frac{(\pi/4) \sum_{i=1}^{20} a_i \times b_i \times L}{20}$$

w którym a_i i b_i to wymiar jamy przedsionka na poszczególnych poziomach, a L – wymiar osi długiej przedsionka serca.

Współczesne aparaty echokardiograficzne mają wbudowany automatyczny program do wyliczania objętości tą metodą. Przy zastosowaniu metody SIM należy bardzo uważnie obrysowywać granice wsierdzia przedsionka z wyłączeniem ujść żył płucnych oraz wyznaczyć linię łączącą brzegi pierścienia mitralnego (ryc. 7) [10].

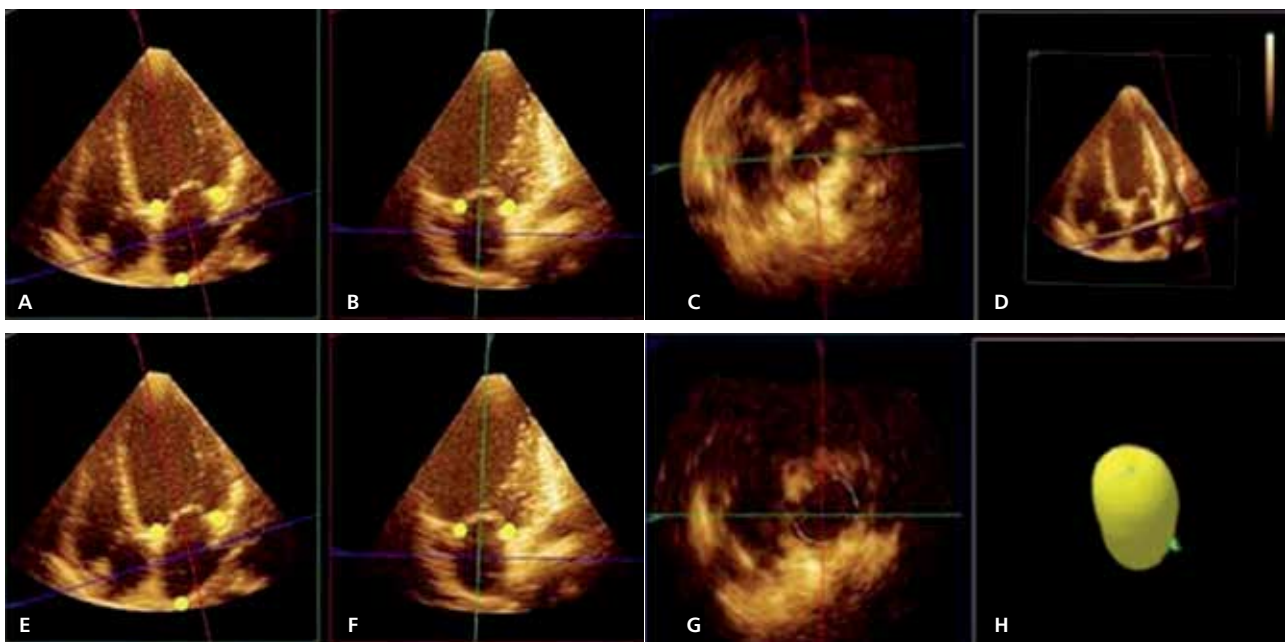
Badania porównawcze powyższych trzech metod oceny LAV wykazały różnice dokładności pomiarów. LAV była najmniejsza podczas pomiarów metodą PE w porównaniu z AL i SIM, przy czym różnica jest najbardziej widoczna w przypadku powiększenia LA. Największy wpływ na wartość LAV w metodzie PE ma dokładność pomiaru przednio-tylnego. Między metodami AL i SIM różnice są istotne, lecz mniejsze. Wyniki badań sugerują, aby w ocenie LAV posługiwać się metodą AL lub SIM [11].

Najdokładniejszą metodą wyznaczania LAV jest obrazowanie trójwymiarowe (3D), jednak nie ma jednoznacznych wytycznych w kwestii metodologii uzyskiwania pomiarów i dlatego w badaniach porównawczych nie jest powszechnie stosowana [12]. Badanie 3D (ryc. 8) może być wykonane przezklatkowo (TTE) i przezprzełykowo (TEE) [13]. Technika 3D pozwala uzyskać informacje z kilkudziesięciu cykli pracy serca oraz umożliwia odtworzenie i ocenę dowolnych struktur serca bez ograniczeń wynikających z uproszczeń geometrycznych zastosowanych w badaniach dwuwymiarowych. Dane oceniane są kilkoma metodami: starszą, czyli rekonstrukcją off-line bramkowaną EKG, i nowszą – w czasie rzeczywistym (real time), która nie zależy od fazy oddechowej i nie wymaga bramkowania EKG. Kilka zapisów w trybie real time ze zwiększeniem rejestrowanego sektora pozwala uzyskać obrazy przestrzenne odpowiadające obrazom widzianym podczas operacji przez kardiochirurgów. Możliwe jest również łączenie badania 3D z zastosowaniem metod kontrastowych dla śledzenia dynamiki zmian (metoda real time) z badaniami przezprzełykowym, wewnątrzsercowym czy wewnątrznaczyniowym. Dodatkową cechą echokardiografii 3D jest możliwość uzyskania



RYCINA 7

Pomiar LAV metodą sumacji dysków (metoda Simpsona). **A.** Projekcja koniuszkowa czterojamowa. **B.** Projekcja koniuszkowa dwujamowa.



RYCINA 8

Etapy tworzenia obrazu lewego przedsionka (LA) w badaniu trójwymiarowym (3D). **A, B.** Wyznaczanie punktów w pierścieniu mitralnym i sklepieniu LA dla automatycznego obrysu granicy wsierdzia. **C-G.** Pomiary objętości LA w projekcjach koniuszkowych cztero- i dwujamowej (**D-F**) i poprzecznych (**C, G**). **H.** Obraz przestrzenny LA [16].

maksymalnej dokładności pomiarowej również wtedy, gdy nie ma warunków technicznych do badania w standardowych projekcjach anatomicznych.

Badania porównawcze pomiaru LAVI 3D z oceną w badaniu rezonansu magnetycznego jako metodą referencyjną dowiodły dużej zgodności i powtarzalności, ponadto zajmuje ona mniej czasu w porównaniu z wyliczaniem LAVI z użyciem metody AL w badaniu 2D [11]. Ograniczeniem badania echokardiograficznego 3D jest mniejsza rozdzielczość przestrzenna i czasowa niż w metodzie 2D, konieczność uzyskania dobrego okna akustycznego i koszt aparatu [14].

Wartości referencyjne pomiarów LA uzyskano w populacji badania Framingham [15], a badania echo przeprowadzano u osób w wieku 20-45 lat bez otyłości i chorób układu krążenia. Dane wykazują zmienność zależną od powierzchni ciała, wieku, płci (tabela).

LAV najlepiej korelowało z powierzchnią ciała (body surface area, BSA) i dlatego zaproponowano dla standaryzacji pomiarów wykorzystanie indeksu objętości lewego przedsionka (left atrial volume index, LAVI) [5,10,16] otrzymywanego z równania:

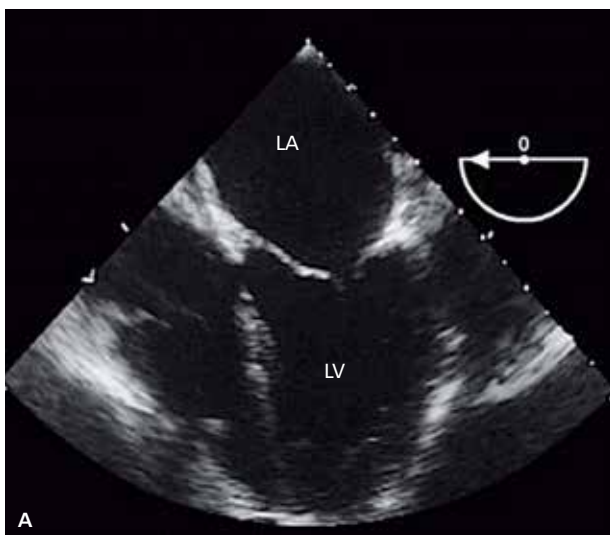
$$\text{LAVI} = \frac{\text{LAV (ml)}}{\text{BSA (m}^2\text{)}}$$

Echokardiografia przezprzełykowa

Badanie przezprzełykowe (transesophageal echocardiography, TEE) wykorzystuje wszystkie możliwości obrazowania anatomicznego (M-mode, 2D) i dopplerowskiego. Metoda używana jest, gdy jakość obrazów w TTE jest niedostateczna oraz w określonych sytuacjach klinicznych, takich jak: wady zastawkowe, dysfunkcja protezy zastaw-

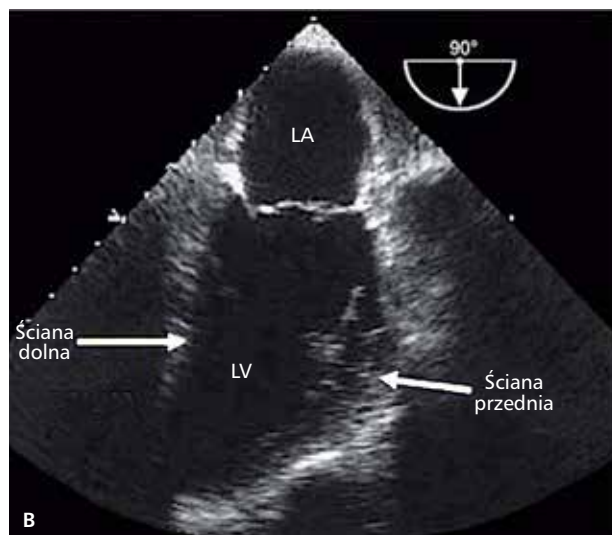
TABELA Wartości referencyjne, zakresy objętości lewego przedsionka uzyskane w populacji badania Framingham [15]

Metody pomiarowe	Wartości referencyjne	Kobiety			Mężczyźni			
		Łagodne powiększenie	Umiarkowane powiększenie	Ciężkie powiększenie	Wartości referencyjne	Łagodne powiększenie	Umiarkowane powiększenie	Ciężkie powiększenie
Pomiar liniowy (cm)	2,7-3,8	3,9-4,2	4,3-4,6	≥4,7	3,0-4,0	4,1-4,6	4,7-5,2	≥5,2
M-mode/BSA (cm/m ²)	1,5-2,3	2,4-2,6	2,7-2,9	≥3,0	1,5-2,3	2,4-2,6	2,7-2,9	≥3,0
Powierzchnia (cm ²)	≤20	20-30	30-40	>40	≤20	20-30	30-40	>40
Objętość (ml)	22-52	53-62	63-72	≥73	18-58	59-68	69-78	≥79
LAVI (ml/m ²)	22±6	29-33	34-39	≥40	22±6	29-33	34-39	≥40



RYCINA 9

Badanie przezprzełykowe. Projektja środkowa czterojamowa (A) i dwujamowa (B). LA – lewy przedsionek, LV – lewa komora.

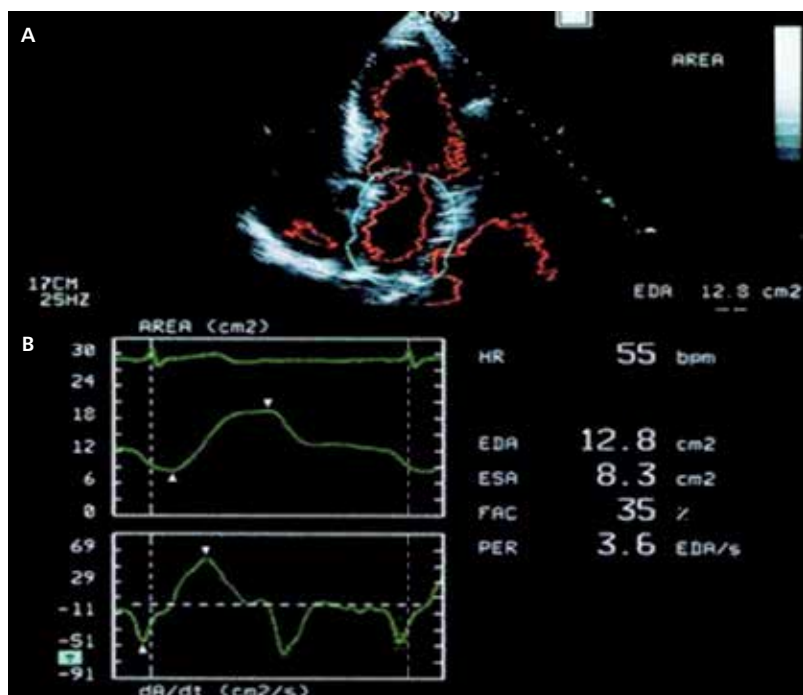


kowej, rozwarstwienie aorty, wady wrodzone, zatorowość sercowopochodna, infekcyjne zapalenie wsierdzia czy monitorowanie śródoperacyjne [13]. Należy brać pod uwagę to, że TEE jest badaniem inwazyjnym, choć ryzyko zgonu określane jest jedynie na 0-0,3% [17]. LA oceniany jest w projekcjach przezprzełykowych. W projekcji środkowej przełyku w płaszczyźnie poprzecznej (0°) uzyskuje się projekcję czterojamową (ryc. 9A), a zwiększając kąt do 90° – projekcję dwujamową z możliwością oceny uszka lewego przedsionka (ryc. 9B). W projekcji wysokiej przy kącie 115-130° obrazowana jest przegroda międzyprzedsionkowa z dołem owalnym (projekcja wykorzystywana w celu uwidocznienia drożnego otworu owalnego

lub innych ubytków międzyprzedsionkowych z użyciem kontrastów echokardiograficznych) [14,18]. Projektja wysoka umożliwia pomiary przepływów przez żyły płucne i w uszku LA.

Metoda automatycznej detekcji wsierdzia i kolorkineza

Metoda automatycznej detekcji wsierdzia (acoustic quantification, AQ) pozwala na śledzenie zmian powierzchni jam serca i odcinkowego ruchu ścian serca (ryc. 10). powszechnie stosowane metody obrysu światła jam serca

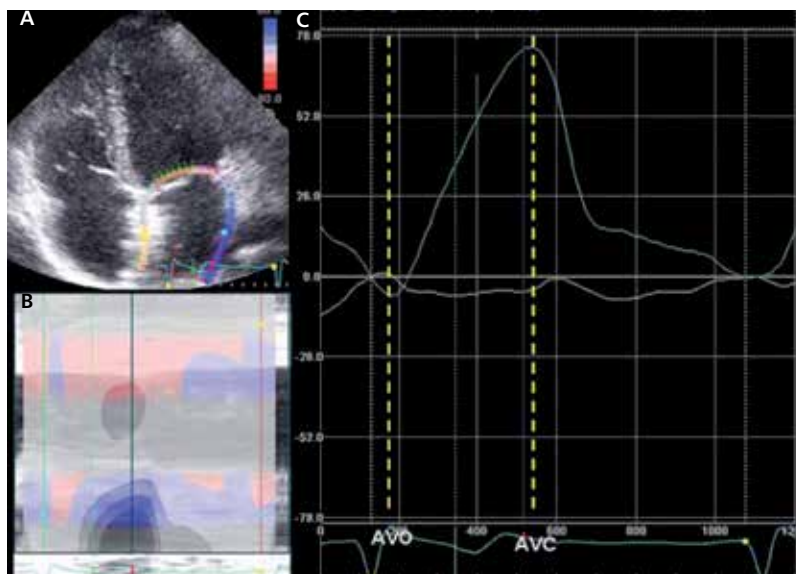


RYCINA 10

Pomiar zmienności powierzchni LA oceniany metodą AQ i kolorkinezy. A. Wyznaczanie zmian powierzchni LA w cyklu sercowym (rozkurcz – linia niebieska, skurcz – linia czerwona). B. Wykresy zmienności powierzchni LA w cyklu sercowym oraz frakcji opróżniania (EF).

RYCINA 11

Ocena odkształcania ściany bocznej i przegrody międzyprzedsionkowej LA (A). Obrazowanie metodą TDI (B). Wykres różnicy prędkości ruchu przegrody międzyprzedsionkowej wynikającej z przewagi elementów włóknistych (kolor żółty) w porównaniu z obszarem mięśniowym (kolor niebieski) (C).



w projekcjach dwuwymiarowych są czasochłonne i subiektywne [19]. AQ umożliwia ilościową ocenę w czasie rzeczywistym czynności skurczowej i rozkurczowej serca [19,20]. Metoda AQ jest powtarzalna i znajduje zastosowanie zwłaszcza u chorych w ciężkim stanie klinicznym. Warunkiem zastosowania AQ jest uzyskanie dobrej jakości obrazów dwuwymiarowych i brak zaburzeń rytmu serca.

Pomiary LA w tej technice pozwalają śledzić zmiany jego powierzchni lub objętości w zależności od cyklu serca, które informują o jego funkcji [20]. W badaniu wykorzystuje się metodę AL lub SIM. Wynik jest średnią z pomiarów pięciu cykli sercowych. Wyliczany jest również udział skurczu przedsionka w napełnianiu komory (atrial filling fraction, AFF). W technice AQ oceniane są następujące parametry funkcji LA:

- największa i najmniejsza powierzchnia lub objętość przedsionka (LAVmax, LAVmin),
- całkowita frakcja opróżniania (emptying fraction, EF),
- skurcz przedsionka (atrial systole, AS),
- zmiana powierzchni lub objętości LA w fazie biernego opróżniania (passive emptying, PE) [19].

Uzupełnieniem metody AQ jest kolorkineza uzyskiwana poprzez znakowanie kolorem zmian położenia granicy wsierdzia w stałych przerwach czasowych (ryc. 10). Metoda pozwala na ocenę funkcji badanej jamy serca na podstawie analizy amplitudy przemieszczenia znakowanej granicy wsierdzia. Kolorkineza wymaga doskonałej jakości obrazowania, metoda nie odróżnia ruchu aktywnego od biernego oraz może być zniekształcana przez przemieszczenie całego serca w czasie oddechu. Te ograniczenia powodują, że ma ona znaczenie pomocnicze [21].

Echokardiografia kontrastowa

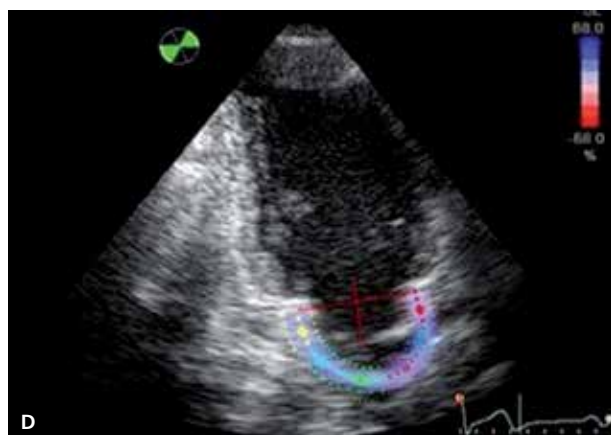
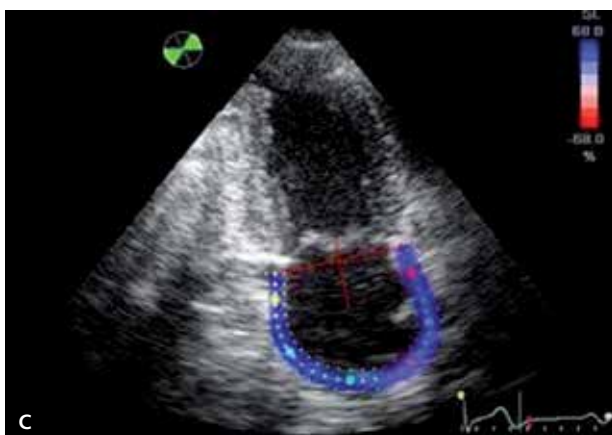
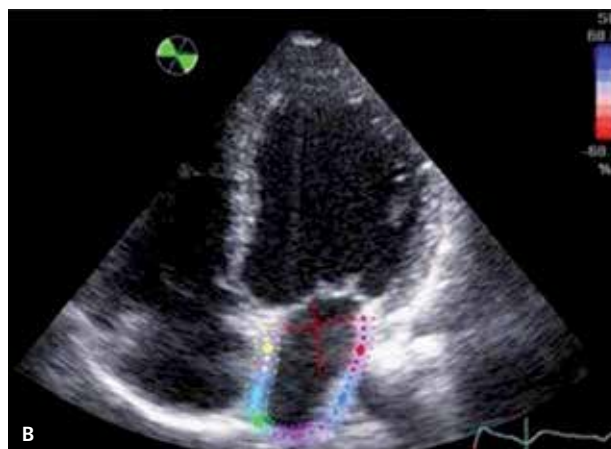
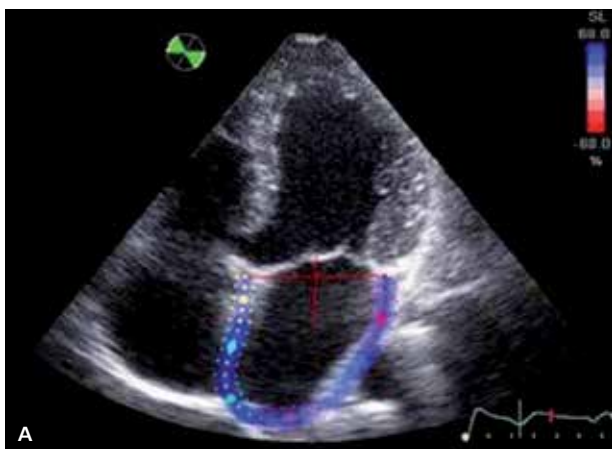
Echokardiografia kontrastowa (contrast echocardiography, CE) wykorzystuje wzmocnienie sygnału osiągnięte

przez wprowadzenie do krążenia substancji o innej charakterystyce akustycznej niż krew. Najczęściej rolę tę pełnią pęcherzyki gazu o średnicy ok. 7 μm , których przepływ naczyniowy jest podobny do erytrocytów. Dla zobrażenia jamy LA kontrast musi przejść przez krążenie płucne [22]. Wskazaniem do zastosowania echokardiografii kontrastowej jest niedostatecznie czytelny sygnał granicy wsierdzia, a dla wykrycia drożnego otworu owalnego jest metodą referencyjną. Kontrasty echokardiograficzne mają zastosowanie w badaniu TTE i TEE [14].

Dopler tkankowy i technika odkształcania/szybkości odkształcania

Mapowanie obszarów miokardium z użyciem techniki doplera tkankowego (tissue Doppler imaging, TDI) i techniki odkształcania (strain) ma ugruntowaną pozycję w ocenie mięśnia lewej komory, a obecnie badane są możliwości oceny LA. Ponieważ mięsień przedsionka jest znacznie cieńszy od mięśnia komory, bramka doplera pulsacyjnego musi być jak największa, a badany obszar oceniany musi być podczas całego cyklu pracy serca [23]. Przy zastosowaniu doplera kolorowego konieczne jest korygowanie położenia bramki doplerowskiej w poszczególnych fazach cyklu serca (technika śledzenia [tracking]). Rejestrowane są prędkości ze ścian i z dna LA przy użyciu techniki doplera spektralnego i kolorowego. Dla oceny ruchu podłużnego ścian monitorowana jest przegroda międzyprzedsionkowa, ściana boczna, przednia i dolna LA w projekcjach koniuszkowych cztero- i dwujamowych, natomiast dla ruchu poprzecznego – fragmenty dna LA w projekcji czterojamowej [24].

Ze względu na trudności techniczne ocena odkształcania ścian LA dotyczy ruchu podłużnego, ruch poprzeczny nie jest rutynowo oceniany. Pomiary przedstawiają kolejność zdarzeń znaną z fizjologii cyklu sercowego.



RYCINA 12

Odształcanie lewego przedsionka. Projekcja czterojamowa koniuszkowa (A,B), projekcja koniuszkowa dwujamowa (C, D) w rozkurczu (A, C) i skurczu (B, D).

U osób zdrowych dane uzyskane z metody odształcania (strain) korelują z parametrami objętości LA uzyskanymi w badaniu TEE [25]. Analogicznie jak w przypadku mięśnia komór, istnieje gradient prędkości ruchu ścian LA, a prędkość maleje od pierścienia mitralnego w kierunku dna przedsionka. Ze względu na budowę przegrody międzyprzedsionkowej (elementy mięśniowe i włókniste) istnieje różnica w prędkościach ruchu tego obszaru w stosunku do pozostałych ścian LA. Prędkość ruchu ścian przedsionka determinowana jest obciążeniem wstępnym (ryc. 11) [24,25]. Dotychczasowe doświadczenia z wykorzystaniem techniki pomiarów funkcji LA potwierdzają, że metoda odształcania jest przydatnym narzędziem diagnostycznym opisującym remodeling LA w różnych sytuacjach klinicznych, szczególnie cofania się niekorzystnej przebudowy po ablacji migotania przedsionków [25].

Podsumowanie

Przedstawione techniki echokardiograficzne nie wyczerpują wszystkich możliwości oceny LA i jego funkcji, są jednak najczęściej wykorzystywane w praktyce klinicznej i badaniach naukowych. Ciągły rozwój nowych metod, opartych

zwłaszcza na udoskonalaniu badania 3D, pozwala na coraz dokładniejszy opis nie tylko LA, ale wszystkich struktur serca. Niewątpliwie ocena echokardiograficzna wielkości i funkcji LA powinna być integralną częścią badania echokardiograficznego, ponieważ wnosi istotne informacje dotyczące zaawansowania choroby, skuteczności leczenia i rokowania u pacjentów z chorobami układu krążenia.

Piśmiennictwo

1. Tsang TS, Barnes ME, Gersh BJ, et al. Left atrial volume as a morphological expression of left ventricular diastolic dysfunction and relation to cardiovascular risk burden. *Am J Cardiol* 2002; 90: 1284-1289.
2. Sencer KT, Mor-Avi V, Gorcsan III J, et al. Effects of aging of left atrial reservoir, conduit and booster pump function: a multi-institution acoustic quantification study. *Heart* 2001; 85: 272-277.
3. Appleton CP, Galloway JM, Gonzales, et al. Estimation of left ventricular filling pressures using two-dimensional and Doppler echocardiography in adult patients with cardiac disease. Additional value of analyzing left atrial size, left atrial ejection fraction and the difference in duration of pulmonary venous and mitral flow velocity at atrial contraction. *J Am Coll Cardiol* 1993; 22: 1977-1982.
4. Schabelman S, Schiller NB, Silverman NH, et al. Left atrial volume estimation by two-dimensional echocardiography. *Catheterization Cardiovasc Diagn* 1981; 7: 165-178.

5. Wade MR, Chandraratna PA, Reid CL, et al. Accuracy of non directed and directed M-mode echocardiography as an estimate of left atrial size. *Am J Cardiol* 1987; 60: 1208-1211.
6. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, et al. A report from the American Society of Echocardiography Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, A Branch of the European Society of Cardiology. Recommendations for chamber quantification. *Eur J Echocardiogr* 2006; 7: 79-108.
7. Pritchett AM, Jacobsen SJ, Mahoney DW, et al. Left atrial volume as an index of left atrial size: a population based study. *J Am Coll Cardiol* 2003; 41: 1036-1043.
8. Kircher B, Abbott JA, Pau S, et al. Left atrial volume determination by biplane two-dimensional echocardiography and cine-computed tomography. *Am Heart J* 1991; 121: 864-871.
9. Porter T. How to should left atrial size be reported? Comparative assessment with use of multiple echocardiographic methods. *Am Heart J* 2004; 147: 369-374.
10. Evangelista A, Flachskampf F, Lancellotti P, et al. European Association of Echocardiography recommendations for standardization of performance, digital storage and reporting of echocardiographic studies. *Eur J Echocardiogr* 2008; 9: 438-444.
11. Jamsripong P, Honda T, Reuss CS, et al. Three methods for evaluation of left atrial volume. *Eur J Echocardiogr* 2008; 9: 351-355.
12. Khankirawatana B, Khankirawatana S, Lof J, et al. Left atrial volume determination by three-dimensional echocardiography reconstruction: validation and application of a simplified technique. *J Am Echocardiogr* 2002; 15: 1051-1056.
13. Echokardiografia w praktyce klinicznej – Standardy Sekcji Echokardiografii Polskiego Towarzystwa Kardiologicznego 2007. *Kardiologia Pol* 2007; 65: 8.
14. Sugeng L, Weinert L, Thiele K, et al. Real-time three dimensional echocardiography using a novel matrix array transducer. *Echocardiography* 2003; 20: 623.
15. Vasan RS, Larson MG, Levy D, et al. Distribution and categorization of echocardiographic measurements in relation to reference limits: the Framingham Heart Study: formulation of a height- and sex-specific classification and its prospective validation. *Circulation* 1997; 96: 1863-1873.
16. Artang R, Migrino R, Harmann L, et al. Left atrial volume measurement with automated border detection by 3-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. *Cardiovasc Ultrasound* 2009; 7: 16.
17. Daniel WG, Erbel R, Kasper W, et al. Safety of transesophageal echocardiography. A multicenter survey of 10,419 examinations. *Circulation* 1991; 83: 8.
18. Flachskampf FA, Badano L, Daniel WG, et al. Recommendations for transoesophageal echocardiography: update 2010. *Eur J Echocardiography* 2010; 11: 557-576.
19. Spencer KT, Mor-Avi V, Weinert L. Evaluation of ventricular diastolic performance using automated border detection. *Echocardiography* 1999; 16: 51.
20. Michalak E, Bilińska ZT, Grzybowski J, et al. Acoustic quantification assessment of left atrial area and function in patients with dilated nonischemic cardiomyopathy without restriction in Doppler study. *Acta Cardiologica* 2002; 7: 59.
21. Mor-Avi V, Godoy IE, Lang RM. Color kinesis: New technique or just another display of acoustic quantification? *Echocardiography* 1999; 16: 95.
22. Yu EH, Slogett CE, Iwanochko RM, et al. Feasibility and accuracy of left ventricular volumes and ejection fraction determination by fundamental, tissue harmonic and intravenous contrast imaging in difficult-to-image patients. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 216.
23. Di Salvo G, Caso P, Lo Piccolo, et al. Atrial myocardial deformation properties predict maintenance of sinus rhythm after external cardioversion of recent – onset lone atrial fibrillation. A color Doppler myocardial imaging and transthoracic and transesophageal echocardiographic study. *Circulation* 2005; 112: 387-395.
24. Sirbu C, Herbots L, D'Hooge J, et al. Feasibility of strain and strain rate imaging for the assessment of regional left atrial deformation: a study in normal objects. *Eur J Echocardiogr* 2006; 7: 199-208.
25. Schneider C, Malisius R, Krause K, et al. Strain rate imaging for functional quantification of the left atrium: atrial deformation predicts the maintenance of sinus rhythm after catheter ablation of atrial fibrillation. *Eur Heart J* 2008; 29: 13.

Odpowiedź ze str. 53

Odpowiedź:

Nieprawidłowości wynikające z obecności sztucznych zastawek, czyli niedomykalność aortalna okołozastawkowa i niewielkie zawężanie napływu mitralnego w warunkach prawidłowej ruchomości dysków (ryc. 1), nie pogarszają stanu hemodynamicznego pacjentki. Dowodem na to jest nieposzerzony pień płucny (ryc. 2) i prawidłowe ciśnienie w jamie prawej komory. U chorej największym problemem ze zmian w układzie krążenia jest zrośnięcie się elektrody komorowej stymulatora z płatkami przegrodowym zastawki trójdziałelnej. Płatki zastawki – przedni i przegrodowy – nie wykazują koaptacji w czasie skurczu (ryc. 3), a niedomykalność wynikająca z tego stanu można uznać za ciężką (ryc. 4). Niedomykalność trójdziałelna zdarza się bardzo często po implantacji układu stymulującego i zazwyczaj ma charakter łagodny. Umiarkowane i duże niedomykalności mogą pogarszać rokowanie. Nie zawsze udaje się precyzyjnie ustalić ich przyczynę. Najprostszym mechanizmem wywołującym niedomykalność trójdziałelną jest ograniczenie ruchu płatków lub płatków zastawki trójdziałelnej w czasie skurczu. Podczas implan-

tacji układu stymulującego może także dojść do przebiccia lub rozdarcia płatków (laceracji). Wśród innych przyczyn wymienia się wplątanie elektrody w struktury aparatu podzastawkowego i wtórne do tej sytuacji zakłócenie funkcji zastawki. Mechanizmem, który nie ma związku z interferencją mechaniczną, jest niehomogenność skurczu mięśnia prawej komory i przegrody międzykomorowej w czasie aktywnej stymulacji. Leczenie niedomykalności trójdziałelnej może wymagać usunięcia układu i wszycia elektrod nasierdziowych lub wszycia elektrody do zatoki wieńcowej. Alternatywnie, na co zdecydowano się w omawianym przypadku, można pozostawić działającą elektrodę i wykonać plastykę zastawki trójdziałelnej z użyciem pierścienia. Problem niedomykalności trójdziałelnych jest coraz częstszy z powodu rosnącej liczby zabiegów implantacji kardiowertera-defibrylatora lub układu resynchronizującego. Komentując przedstawiony przypadek, warto zaznaczyć, że oprócz wykonania korekcji chirurgicznej niedomykalności trójdziałelnej założono szwy uszczelniające na implantowaną wcześniej zastawkę aortalną. Nie wykonywano interwencji na zastawce mitralnej.