

Wielorzędowa tomografia komputerowa w kardiologii

Małgorzata Janina Michalak¹, Michał Zawadzki², Jerzy Walecki²

¹Klinika Kardiologii Zachowawczej CSK MSWiA w Warszawie

²Zakład Radiologii CMKP w Warszawie

Wielorzędowa tomografia komputerowa (MDCT, *multi-row-detector computed tomography*) stała się w ostatnich latach nowym, ważnym elementem nieinwazyjnej diagnostyki serca i naczyń. Pozwala ona na zobrazowanie struktur anatomicznych, takich jak: naczynia wieńcowe, jamy serca, zastawki, osierdzie, a także umożliwia wstępną ocenę funkcjonalną — pomiar kurczliwości czy frakcji wyrzutowej. Niezwykle istotnym zastosowaniem tej metody jest także ilościowa ocena stopnia uwapnienia naczyń wieńcowych (*calcium scoring*) pozwalająca na określenie stopnia zaawansowania miażdżycy. W obrazowaniu dużych naczyń (aorta, naczynia krążenia płucnego) MDCT uznaje się obecnie za metodę z wyboru.

Zastosowanie odpowiednich algorytmów badania i oprogramowania komputerowego umożliwia ocenę wymienionych struktur w czasie jednego badania pacjenta.

W poniższym artykule omówiono: metodykę badania serca za pomocą tomografii komputerowej, ograniczenia tej metody, przygotowanie pacjenta do badania, przeciwwskazania, a także wymieniono kliniczne aplikacje w kardiologii.

Słowa kluczowe: wielorzędowa tomografia komputerowa serca, naczynia wieńcowe, wskaźnik uwapnienia, angiografia tomografii komputerowej, zatorowość płucna

Obrazowanie serca jest jednym z najbardziej spektakularnych działów wielorzędowej tomografii komputerowej (MDCT, *multi-row-detector computed tomography*). Jest to

nowa technika nieinwazyjnej diagnostyki obrazowej, która zyskuje coraz większą akceptację wśród lekarzy klinicystów.

Po raz pierwszy skanery z czterema rzędami detektorów zaprezentowano na konwencji *Radiological Society of North America* (RSNA) w 1998 roku. Od tego momentu nastąpił niezwykle szybki rozwój tej techniki: poprzez 16-, 32, 40-rzędowe, po obecnie najnowsze — 64-rzędowe tomografy, które są dostępne w wielu (ponad 200) ośrodkach klinicznych na świecie. Są one również dostępne w kilku miastach w Polsce (Warszawa, Katowice, Kraków, Łódź). Pierwsze badania serca jeszcze przed wprowadzeniem MDCT wykonywano za pomocą tomografii komputerowej strumienia elektronów (EBCT, *electron beam computed tomography*), którą stosowano do tworzenia przekrojów poprzecznych serca. Charakteryzowała się wysoką rozdzielczością czasową (50–100 ms), która umożliwia obrazowanie tętnic wieńcowych, ocenę stopnia ich uwapnienia (*calcium scoring*) oraz wysoką ocenę funkcjonalną [1, 2]. Jej podstawową wadą była stosunkowo niska rozdzielczość przestrzenna, a w związku z tym — niewielkie możliwości obrazowania tętnic wieńcowych. Rozwój tomografii wielorzędowej znacznie zmniejszył jej rolę w obrazowaniu serca.

Powszechne do tej pory w użyciu jednorzędowe tomografy spiralne nie umożliwiały precyzyjnego obrazowania serca ze względu na ich niską rozdzielczość, zarówno przestrzenną jak i czasową. Pozwalały one jedynie na lokalizację zwapnień w naczyniach wieńcowych. Rozwój wielorzędowej tomografii komputerowej w porównaniu ze skanerami jednorzędowymi pozwolił na:

- skrócenie czasu badania serca (np.: w 4-rzędowym aparacie czas wykonywania badania wynosił 35–40 s, natomiast w 64-rzędowym — ok. 10 s), co umożliwia obrazowanie całej klatki piersiowej w czasie pojedynczego zatrzymanego oddechu;

Adres do korespondencji:

dr med. Małgorzata J. Michalak
Klinika Kardiologii Zachowawczej CSK MSWiA
ul. Wołoska 137, 02–507 Warszawa
e-mail: mmichalak@eko.net.pl

- zwiększenie objętości skanu podczas obrotu lampy (np. w 16-rzędowym tomografie można zgromadzić 16 równoległych projekcji podczas pojedynczego obrotu);
- zwiększenie rozdzielczości przestrzennej — w najnowszych aparatach we wszystkich płaszczyznach wynosi ona około 0,4 mm (objętość Voxela — $0,4 \times 0,4 \times 0,4$ mm);
- zwiększenie rozdzielczości czasowej, czyli skrócenie czasu, w którym skaner wykonuje jeden obrót — im mniejsza jest ta wartość, tym łatwiej obrazować szybko poruszające się serce (obecnie czas obrotu najszybszych skanerów to 0,33 s);
- zastosowanie nowych aplikacji, na przykład: wirtualnej angioskopii naczyń i jam serca, badań czynnościowych;
- zmniejszenie dawki promieniowania.

Ponieważ serce jest narządem pozostającym w ustawicznym ruchu, w celu uzyskania dobrej jakości obrazów w badaniu tomograficznym wykorzystuje się dwa algorytmy zbierania danych na podstawie zapisu EKG pacjenta [3–5]:

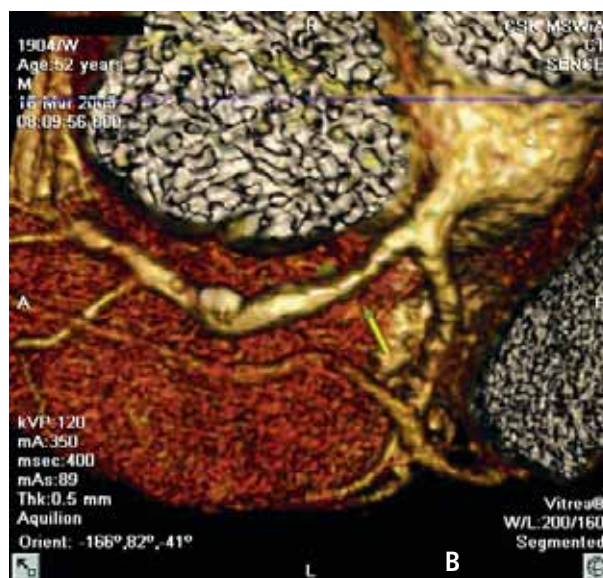
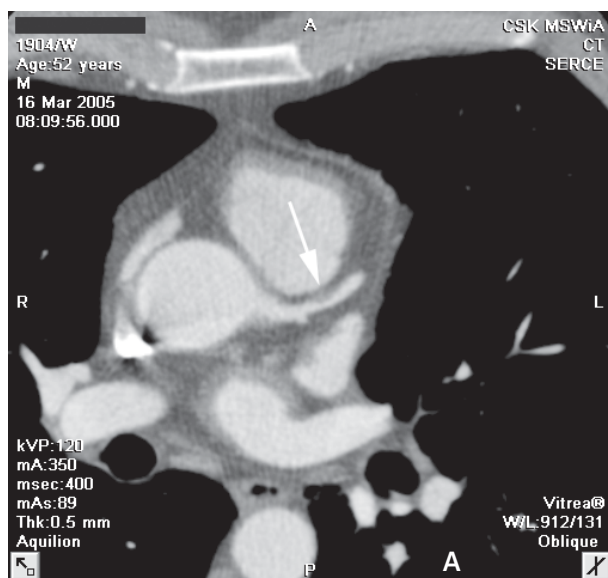
- **wyzwalanie prospektywne EKG** (*prospective ECG triggering*), w którym zbieranie danych rozpoczyna się po określonym czasie od załamka R w każdym cyklu pracy serca; zaletami tej metody są: stosunkowo mała dawka promieniowania (pulsacyjna) oraz krótki czas badania i analizy danych; do wad można zaliczyć badanie tylko wybranego fragmentu cyklu serca, sekwencyjne zbieranie danych oraz konieczność określenia czasu opóźnienia;
- **retrospektywne bramkowanie EKG** (*retrospective ECG gating*), w którym dane ze spiralnej akwizycji i EKG za-

pisuje się w komputerze, a po badaniu poddawane są analizie; cykl pracy serca (RR) dzieli się na wiele (np. 10) faz — następuje rekonstrukcja obrazu każdej z faz, z kilku cykli pracy serca. Niewątpliwą zaletą tej metody jest pełne pokrycie cyklu pracy serca, co umożliwia przeprowadzanie wtórnych rekonstrukcji oraz ocenę czynnościową, natomiast wadą jest stosunkowo duża dawka promieniowania.

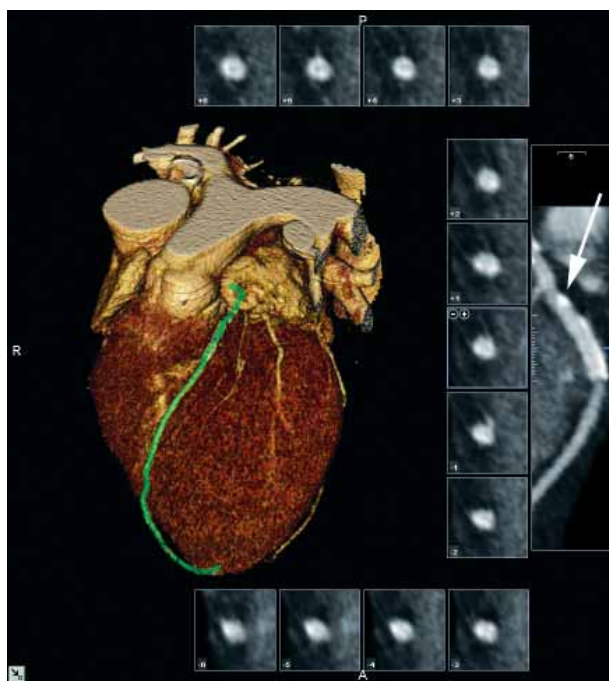
W obecnie stosowanych wielorzędowych (16-, 32-, 40- i 64-rzędowych) systemach dostępne są liczne projekcje i rekonstrukcje obrazów serca, dużych naczyń i tętnic wieńcowych [6, 7]. Do najczęściej wykorzystywanych technik należą 2-i 3-wymiarowe:

- **MIP** (*maximum intensity projection*) — projekcja najwyższych natężeń, stosowana w badaniu naczyń (*patrz ryc. 1–3*);
- **MPR** (*multiplanar reformed reconstructions*) — rekonstrukcje w dowolnie wybranej płaszczyźnie — ocena przekrojów naczyń, mięśnia sercowego, zastawek (*patrz ryc. 1a, 4a*);
- **MPVR** (*multiplanar volume rendering*) — wielopłaszczyznowe rekonstrukcje objętościowe;
- **rekonstrukcje 3D** — przestrzenne odwzorowanie przebiegu naczyń, stosunków anatomicznych (*patrz ryc. 1b, 2, 3, 5*).
- **angioscopia wirtualna** — umożliwia ocenę światła naczyń od wewnątrz (*patrz ryc. 4b*).

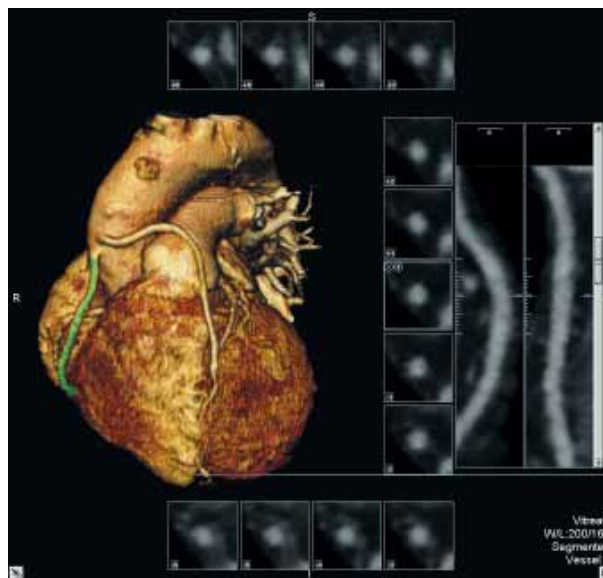
W czasie badania w MDCT mogą pojawić się problemy z uzyskaniem dobrych technicznie obrazów; dlatego bardzo



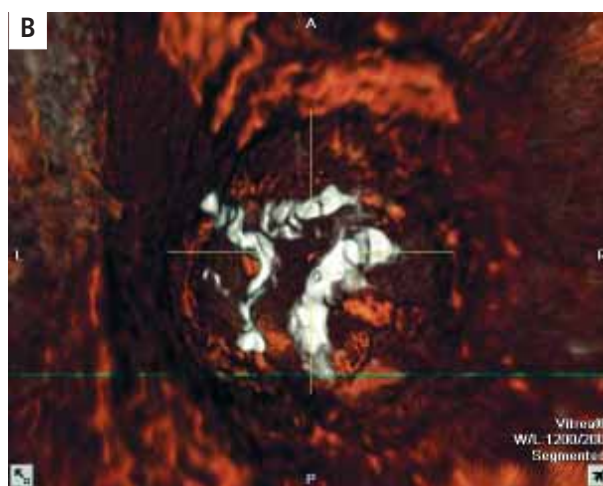
Rycina 1. Wielorzędowa tomografia komputerowa: miękka blaszka miażdżycowa gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej; **A.** Rekonstrukcja MIP; **B.** Rekonstrukcja objętościowa 3D



Rycina 2. Wielorzędowa tomografia komputerowa: widoczny stent w gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej; rekonstrukcja objętościowa 3D (kolor), rekonstrukcja MIP po krzywej oraz analiza obrazów aksjalnych; widoczna niewielka uwapniona blaszka miażdżycowa przed stentem (zaznaczono strzałką)



Rycina 3. Wielorzędowa tomografia komputerowa: żylny pomost aortalno-wieńcowy do prawej tętnicy wieńcowej i gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej; powyżej widoczny amputowany kolejny pomost; rekonstrukcja objętościowa 3D (kolor), rekonstrukcja MIP po krzywej oraz analiza obrazów aksjalnych



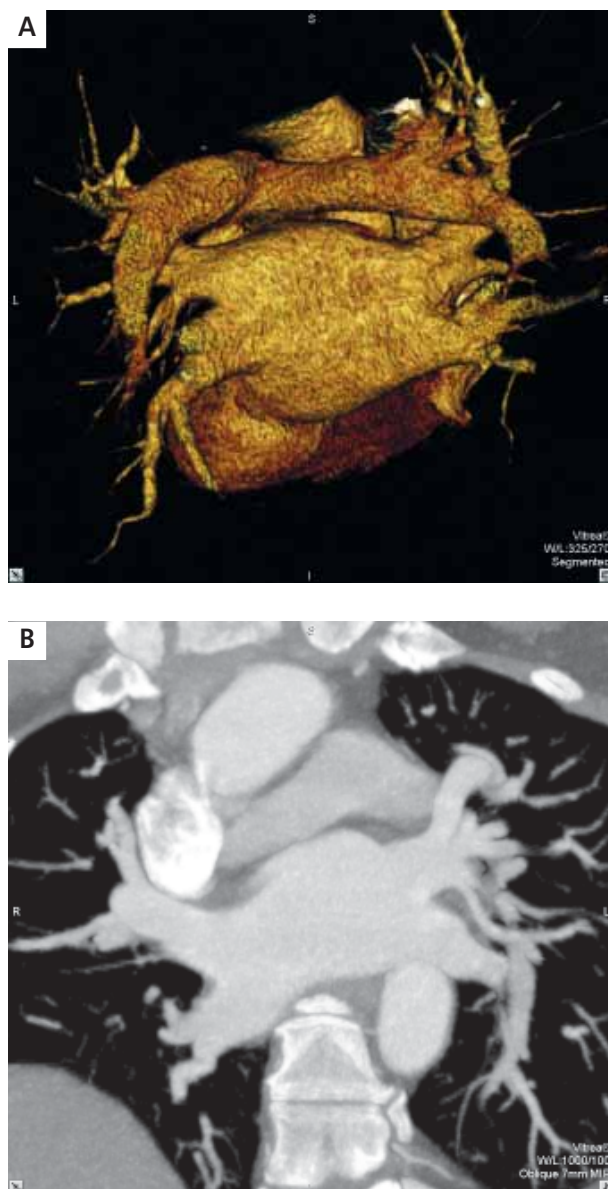
Rycina 4. Wielorzędowa tomografia komputerowa: zwapnienia na brzegach płatków zastawki aortalnej; **A.** Rekonstrukcja MPR; **B.** Angioskopia wirtualna

ważna jest znajomość ograniczeń metody, przeciwwskazań do badania, a także odpowiednie przygotowanie chorego.

Trudności w uzyskaniu zadowalającej jakości obrazów w czasie badania mogą się zdarzyć w przypadku [8]:

- niemiarowej czynności serca (nasilone zaburzenia rytmu, migotanie przedsionków) — trudności z rekonstrukcją obrazów i artefakty;

- nasilonej duszności — niemożność wstrzymania oddechu w czasie akwizycji na 20–35 sekund (w zależności od rodzaju aparatu);
- tachykardii (> 100–120/min) — konieczne może być podanie leku zwalniającego czynność serca, najczęściej antagonisty receptorów β -adrenergicznych, po uwzględnieniu przeciwwskazań do podania leku z tej



Rycina 5. Wielorzędowa tomografia komputerowa: **A.** Rekonstrukcja objętościowa 3D i MPR; **B.** Rekonstrukcja lewego przedsionka i żył płucnych u chorego przed planowaną ablacją ujścia żył płucnych

grupy. Im wolniejsza czynność serca, tym lepsza jakość uzyskiwanych obrazów;

- dużego stopnia uwapnienia naczyń wieńcowych — trudności w ocenie stopnia zwężenia;
- znacznej otyłości pacjenta.

Z ograniczeń tej metody wynikają przeciwwskazania do badania MDCT serca, wymienione w tabeli 1.

Przygotowanie pacjenta do badania:

- na badanie pacjent powinien się zgłosić na czczo, z pełną dokumentacją dotychczas wykonanych badań;
- chory powinien przyjmować leki według zaleceń lekarza prowadzącego;

Tabela 1. Przeciwwskazania do badania MDCT

| |
|--|
| Nasilone zaburzenia rytmu serca |
| Znaczna tachykardia |
| Brak możliwości współpracy z pacjentem (niemożność: przyjęcia pozycji leżącej, wykonywania poleceń, wstrzymania oddechu na czas badania) |
| Zaawansowana niewydolność oddechowa |
| Ogólne przeciwwskazania do badania radiologicznego: ciąża, uczulenie na jodowe środki kontrastowe |

- w dniu badania nie należy pić kawy, mocnej herbaty, palić tytoniu;
- należy poinformować lekarza o ewentualnych reakcjach uczuleniowych i przeciwwskazaniach do badania radiologicznego (ciąża, uczulenie na związki jodowe);
- u kobiet zaleca się badanie w 1. fazie cyklu miesięcznego;
- pacjent powinien umieć zatrzymać oddech na 20–35 sekund — w tym celu zaleca się regularne ćwiczenia kilka dni przed planowanym badaniem.

METODYKA BADANIA MDCT

Badanie wykonuje się w pozycji leżącej (na wznak), po poprzednim założeniu wenflonu do żyły odłokciowej, przez który w szybkim wlewie jest podawany ($> 3,5$ ml/s) niejonowy środek kontrastowy o stężeniu jodu powyżej 350 mg/ml, w ilości 130–150 ml, w celu zakontrastowania naczyń. W czasie akwizycji niezbędne jest wstrzymanie oddechu na 20–35 sekund.

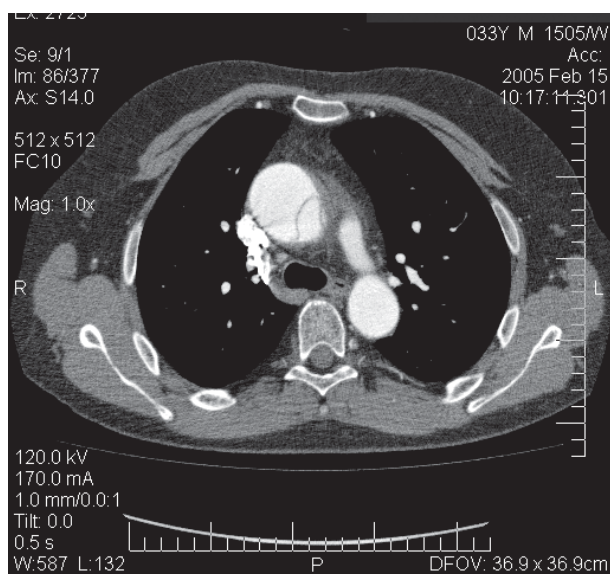
Gromadzenie danych przeprowadza się w dwóch etapach. W pierwszym z nich następuje ocena wskaźnika uwapnienia naczyń niewymagająca podawania środka kontrastowego, wykorzystująca bramkowanie prospektywne EKG, natomiast w drugim — angiografia naczyń wieńcowych i jam serca po podaniu jodowego środka kontrastowego z bramkowaniem retrospektywnym zapisu EKG (możliwość rekonstrukcji wielu faz cyklu serca).

KLINICZNE ZASTOSOWANIA WIELORZĘDOWEJ TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ

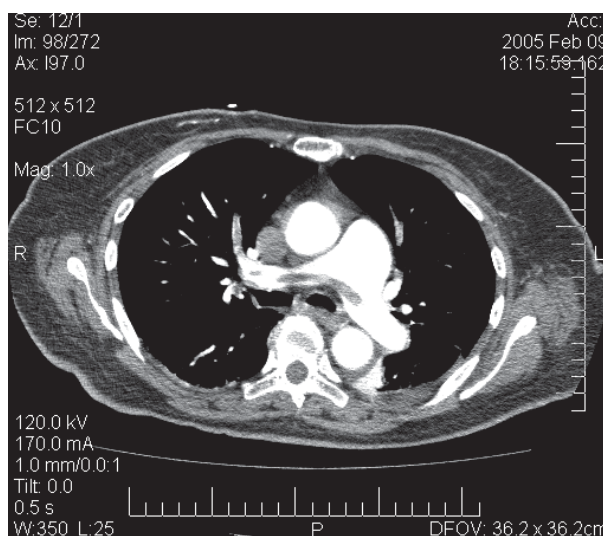
Dotychczas nie ma jeszcze porozumienia na temat wskazań do badania serca za pomocą wielorzędowej tomografii komputerowej. Z tego względu poniżej wymieniono jedynie możliwości diagnostyczne tej metody.

Nowoczesne systemy MDCT umożliwiają:

- diagnostykę naczyń wieńcowych z uwzględnieniem: — stopnia uwapnienia blaszek, tak zwanego wskaźnika uwapnienia w skali Agatstona (CS), który jest



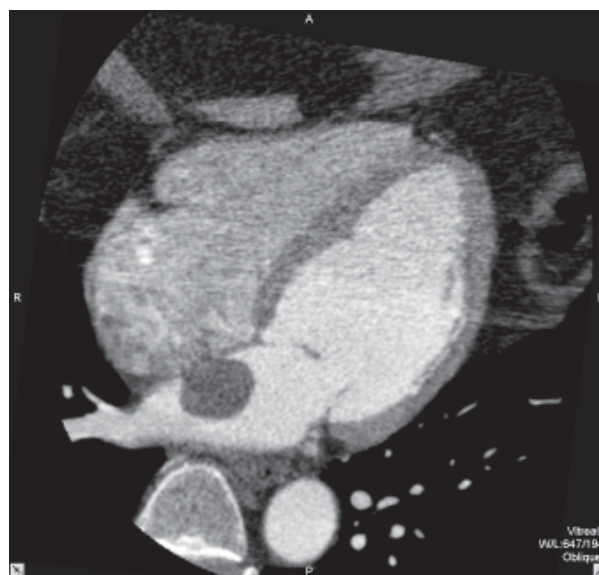
Rycina 6. Wielorzędowa tomografia komputerowa: przekrój osiowy — tętniak rozwarstwiający aorty wstępującej



Rycina 7. Wielorzędowa tomografia komputerowa: przekrój osiowy — widoczny materiał zatorowy (zator jeździec) w rozwidleniu pnia płucnego i w gałęziach obwodowych

- uznany czynnikiem ryzyka wystąpienia incydentów wieńcowych [9, 10];
- analizy anatomii ujść naczyń wieńcowych, morfologii ścian, przebiegu naczynia, obecności mostków mięśniowych (ryc. 1–3) [6];
- oceny zwężeń tętnic wieńcowych oraz różnicowania morfologii blaszek miażdżycowych uwapnionych i niewapnionych (miękkich) (ryc. 1, 2) [11, 12];
- analizy drożności implantowanych stentów (ryc. 2) oraz pomostów aortalno-wieńcowych (ryc. 3) [13];
- ocenę naczyń tętniczych, które będą wykorzystane jako pomosty do naczyń wieńcowych (LIMA, tętnica promieniowa);
- ocenę parametrów hemodynamicznych serca (objętości komór, frakcji wyrzutowej, kurczliwości mięśnia sercowego) [14];
- obrazowanie lewego przedsionka i analizę ujść żył płucnych u chorych z migotaniem przedsionków przed zabiegiem ablacji (ryc. 5) [15];
- ocenę aorty i naczyń od niej odchodzących (ryc. 6);
- diagnostykę zatorowości płuc (ryc. 7) [16];
- ocenę osierdza;
- ocenę morfologiczną zastawek serca (ryc. 4);
- wykrywanie nieprawidłowych struktur wewnątrz i okołosercowych, na przykład guzów serca (ryc. 8), skrzeplin;
- podejmowane są także próby oceny perfuzji mięśnia sercowego [17].

Podsumowując, należy podkreślić, że stosunkowo nową metodą, jaką jest wielorzędowa tomografia kompu-



Rycina 8. Obraz wielorzędowej tomografii komputerowej: MPR — śluzak lewego przedsionka

terowa, cechują szerokie i stale rosnące możliwości i znaczenie kliniczne w kardiologii. Godnym podkreślenia jest fakt, że badanie to pozwala szybko i nieinwazyjnie wykluczyć inne poważne, niewieńcowe przyczyny bólów w klatce piersiowej, takie jak zatorowość płuc i tętniak rozwarstwiający aorty.

PIŚMIENNICTWO

1. Achenbach S., Moshage W., Ropers D., Nossen J., Daniel W.G. Value of electron-beam computed tomography for the noninvasive detection of high-grade coronary — artery stenoses and occlusions. *N. Engl. J. Med.* 1998; 339: 1964–1971.

2. American College of Cardiology/American Heart Association Expert Consensus Document on Electron-Beam Computed Tomography for the diagnosis and Prognosis of Coronary Artery Disease. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2000; 36: 326–340.
3. Marten K., Funke M., Rummeny E.J., Engelke C. Electrocardiographic assistance in multidetector CT of thoracic disorders. *Clin. Radiol.* 2005; 60: 8–21.
4. Lackner K., Thurn P. Computed tomography of the heart: EKG-gated and continuous scans. *Radiology* 1981; 140: 413–420.
5. Achenbach S., Giesler T., Ropers D. i wsp. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2001; 103: 2535–2538.
6. Ohnesorge B.M., Becker C.R., Flohr T.G., Reiser M.F. Multi-slice CT in cardiac imaging. Springer, Basel 2002.
7. Achenbach S., Moselewski F., Ropers D. i wsp. Detection of calcified and non-calcified coronary atherosclerotic plaque by contrast-enhanced, submillimeter multidetector spiral computed tomography: a segment-based comparison with intravascular ultrasound. *Circulation* 2004; 109 (1): 14–17.
8. Herzog C., Abolmali N., Blazer J.O. i wsp. Heart rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: Influence of physiological and technical prerequisite on image quality. *Eur. Radiol.* 2002; 12: 2670–2678.
9. Agatston A.S., Janowitz W.R., Hildner F.J., Zusmer N.R., Viamonte M., Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1990; 15: 827–832.
10. Moser K.W., O'Keefe J.H., Jr., Bateman T.M., McGhie I.A. Coronary calcium screening in asymptomatic patients as a guide to risk factor modification and stress myocardial perfusion imaging. *J. Nucl. Cardiol.* 2003; 10: 590–598.
11. Ropers D., Baum U., Pohle K. i wsp. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector-row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003; 107: 664–666.
12. Schroeder S., Kuettner A., Leitritz M. i wsp. Reliability of differentiating human coronary plaque morphology using contrast-enhanced multislice spiral computed tomography: a comparison with histology. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2004; 28: 449–454.
13. Ky Y.G., Choi D.H., Jang Y.S. i wsp. Assessment of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Yonsei Med. J.* 2003; 44: 438–444.
14. Juergens K.U., Grude M., Maintz D. i wsp. Multi-detector row CT of left ventricular function with dedicated analysis software versus MR imaging: initial experience. *Radiology* 2004; 230: 403–410.
15. Schwartzman D., Lacomis J., Wigginton W. Characterization of left atrium and distal pulmonary vein morphology using multidimensional computed tomography. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2003; 41: 1349–1357.
16. Prologo J.D., Gilkeson R.C., Diaz M., Cummings M. The effect of single-detector CT versus MDCT on clinical outcomes in patients with suspected acute pulmonary embolism and negative results on CT pulmonary angiography. *Am. J. Roentgenol.* 2005; 184: 1231–1235.
17. Paul J.F., Dambrin G., Caussin C., Lancelin B., Angel C. Sixteen-slice computed tomography after acute myocardial infarction: from perfusion defect to the culprit lesion. *Circulation* 2003; 108: 373–374.