

Aplikacje kliniczne wielowarstwowej tomografii komputerowej w kardiologii

Clinical applications of multislice computed tomography in cardiology

Stephan Achenbach¹, Jerzy Walecki², Michał Zawadzki², Marek Witulski³

¹Department of Cardiology, University of Erlangen, Germany

²Zakład Radiologii, Centrum Medyczne Kształcenia Podyplomowego, Centralny Szpital Kliniczny MSWiA, Warszawa

³Siemens Sp. z o.o., Medical Solutions, Warszawa

Postępy w Kardiologii Interwencyjnej 2006; 2, 2 (4): 160–168

Słowa kluczowe: tomografia komputerowa, naczynia wieńcowe, angiografia naczyń wieńcowych.

Key words: computed tomography, coronary arteries, coronary angiography.

W ciągu ostatnich lat wielowarstwowa tomografia komputerowa MSCT (*Multi-Slice Computed Tomography*), zwana też MDCT (*Multi Detector Computed Tomography*), wykorzystywana do obrazowania serca po przejściu fazy rozwojowej, stała się rutynowo stosowaną metodą diagnostyczną. Dzięki wprowadzaniu nowych rozwiązań technologicznych jest cennym i wiarygodnym uzupełnieniem innych metod diagnostycznych w kardiologii, wykorzystuje się ją szczególnie do oceny pacjentów z chorobą niedokrwienną serca. W poniższym artykule przedstawione zostaną aplikacje kliniczne tej metody w kardiologii, ze szczególnym uwzględnieniem angiografii naczyń wieńcowych. Omówione będą również aspekty technologiczne, aktualne możliwości i ograniczenia, a także perspektywy rozwoju wielowarstwowej tomografii komputerowej.

Aspekty technologiczne

Obecnie złotym standardem w diagnostyce kardiologicznej są aparaty 64-warstwowe, których rozdzielczość czasowa (165 ms) oraz przestrzenna (0,33 mm) pozwalają na ocenę tętnic wieńcowych oraz ocenę czynnościową serca. W porównaniu z aparatami 16-warstwowymi 3-krotnie skrócony został czas badania (który wynosi obecnie ok. 10 s), co znacznie ułatwia pacjentom wstrzymanie oddechu i zmniejsza ryzyko wystąpienia artefaktów wynikających z ruchów oddechowych. Możliwe stało się także swobodne zwiększenie zakresu badania, co jest niezwykle istotne podczas obrazowania pomo-

stów aortalno-wieńcowych oraz badania pozasercowych przyczyn bólu w klatce piersiowej. Krótszy czas skanowania to także możliwość zastosowania stosunkowo małych ilości środków kontrastowych (80–100 ml substancji o stężeniu jodu 300–400 mg/ml).

Głównym parametrem technicznym w obrazowaniu szybko poruszających się naczyń wieńcowych jest rozdzielczość czasowa¹. Z dotychczasowych doświadczeń wynika, że im wolniejszy rytm serca pacjenta, tym jakość obrazowania jest lepsza [14, 16–21]. Dla poprawienia wyników badania często podawane są doustne lub dożylnie β -adrenolityki, tak aby rytm serca wynosił ok. 60–65 uderzeń na min.

Inną metodą poprawiającą rozdzielczość czasową może być stosowanie rekonstrukcji wielosegmentowej, łączącej dane z kilku kolejnych cykli serca. Metoda ta jednak charakteryzuje się nieliniową zależnością rozdzielczości czasowej od rytmu serca i tym samym jest wrażliwa na niewielkie nawet zmiany rytmu w czasie trwania skanu [10]. Dodatkowo uśrednianie danych zebranych z więcej niż jednego cyklu serca może mieć negatywny wpływ na jakość uzyskiwanego obrazu. W stosowanych systemach 16- i 64-warstwowych nadal istotnym ograniczeniem jest zarówno rytm serca pacjenta, jak również jego stabilność podczas trwania skanu.

Aby uzyskać obrazy najwyższej jakości niezależnie od rytmu serca, wymagana akwizycyjna rozdzielczość czasowa akwizycyjna powinna wynosić poniżej 100 ms. Ze względu na ograniczenia technologiczne uży-

Adres do korespondencji/Corresponding author: prof. dr hab. n. med. Jerzy Walecki, Zakład Diagnostyki Radiologicznej CMKP, Centralny Szpital Kliniczny MSWiA, ul. Wołoska 137, 02-507 Warszawa, tel./faks +48 22 508 15 60, e-mail: rlg@cskmswia.pl

skanie czasów obrotu poniżej 330 ms nie wydaje się obecnie możliwe. W celu umożliwienia badań pacjentów z dowolnym rytmem serca, tak aby jakość obrazu umożliwiła postawienie trafnej diagnozy, firma Siemens Medical Solutions wprowadziła na rynek nową generację aparatów TK – aparaty dwuźródłowe (*Dual Source Computed Tomography, DSCT*). Aparat wykorzystuje do skanowania dwa układy lampa-detektor, co pozwala na zebranie danych z półokręgu przy wykonaniu tylko 1/4 obrotu. Dzięki tym cechom uzyskano rozdzielczość czasową akwizycyjną 330 ms/4 = 83 ms, taką samą dla wszystkich rytmów serca. Tak mała akwizycyjna rozdzielczość czasowa pozwala na skanowanie pacjentów niezależnie od szybkości akcji serca z dostosowaniem szybkości skanu (współczynnika *pitch*) do rytmu serca (*pitch* z zakresu 0,2–0,35) [1]. Pierwsze kliniczne doświadczenia z DSCT pokazują, że możliwe jest uzyskanie zadowalających wyników badań u pacjentów przy rytmie z zakresu 56–91 bpm (bez zastosowania β -blokerów) z możliwością wizualizacji i oceny 98% segmentów naczyń wieńcowych (222 z 226), niezakłóconych artefaktami ruchowymi. Wszystkie obrazy były rekonstruowane metodą jedno-segmentową [1].

Zastosowania kliniczne

Angiografia naczyń wieńcowych

Angiografia CT pozwala na wizualizację przebiegu naczyń wieńcowych, światła, a także ściany naczyń (ryc. 1.). Dlatego tę metodę można stosować do oceny zwężeń tętnic wieńcowych, zmian w ścianie niezwiązanym światła naczynia oraz anomalii ujęć i przebiegu naczyń, w tym także tętniaków, rozwarstwień i mostków mięśniowych [1–15, 50–53].

Diagnostyka zwężeń naczyń wieńcowych

W licznych publikacjach porównywano możliwości diagnostyki zwężeń tętnic wieńcowych w MSCT i koronarografii inwazyjnej (ryc. 2.) [2–15, 24, 25, 27]. Wyniki uzależnione są oczywiście od wielu czynników, takich jak sprzęt tomograficzny, protokoły skanowania, grupa pacjentów poddanych badaniu oraz kryteria oceny (w stosunku do segmentu, naczynia, pacjenta). Czulość w wykrywaniu istotnych zwężeń (>50%) w aparatach 16- i 64-warstwowych wynosiła 85–99%, specyficzność 93–98%, negatywna wartość predykcyjna 95–99%, pozytywna wartość predykcyjna 56–97%. W ocenie ryzyka występowania przynajmniej jednego istotnego zwężenia tętnicy wieńcowej u konkretnego pacjenta wyniki są jeszcze bardziej obiecujące: czulość 94–100%, specyficzność 83–100%, negatywna wartość predykcyjna 93–100%, pozytywna wartość predykcyjna 86–100% dla aparatów 16-warstwowych, [10–12, 14, 15] i dla

64-warstwowych [21, 23–27]. Najbardziej wiarygodnym, cytowanym w wielu publikacjach parametrem, jest wysoka, sięgająca prawie 100% negatywna wartość predykcyjna, pozwalająca stwierdzić, że MSCT może w pewny sposób wykluczyć istnienie istotnego zwężenia tętnicy wieńcowej. W populacji pacjentów poddawanych zabiegowi koronarografii klasycznej oszacowano, że w ok. 10–30% badań nie wykazuje się istotnego zwężenia żadnego z naczyń. Należą do nich najczęściej chorzy o stosunkowo niskim ryzyku choroby wieńcowej – osoby młode lub kobiety z typowymi bądź nietypowymi bólami w klatce piersiowej. Ta właśnie grupa chorych wg aktualnych publikacji odniesie największą korzyść z badania MSCT. U chorych o wysokim ryzyku wystąpienia istotnego zwężenia tętnicy wieńcowej metoda ta nie da spodziewanych korzyści i należy ich kierować na koronarografię [9].

Angiografia CT umożliwia także dobrą wizualizację pozamiazdżycowych przyczyn zwężeń (bądź poszerzeń) światła naczyń, występujących np. w przypadkach zapalenia tętnic wieńcowych [50] bądź mostków mięśniowych [52].

Ograniczenia angiografii CT naczyń wieńcowych

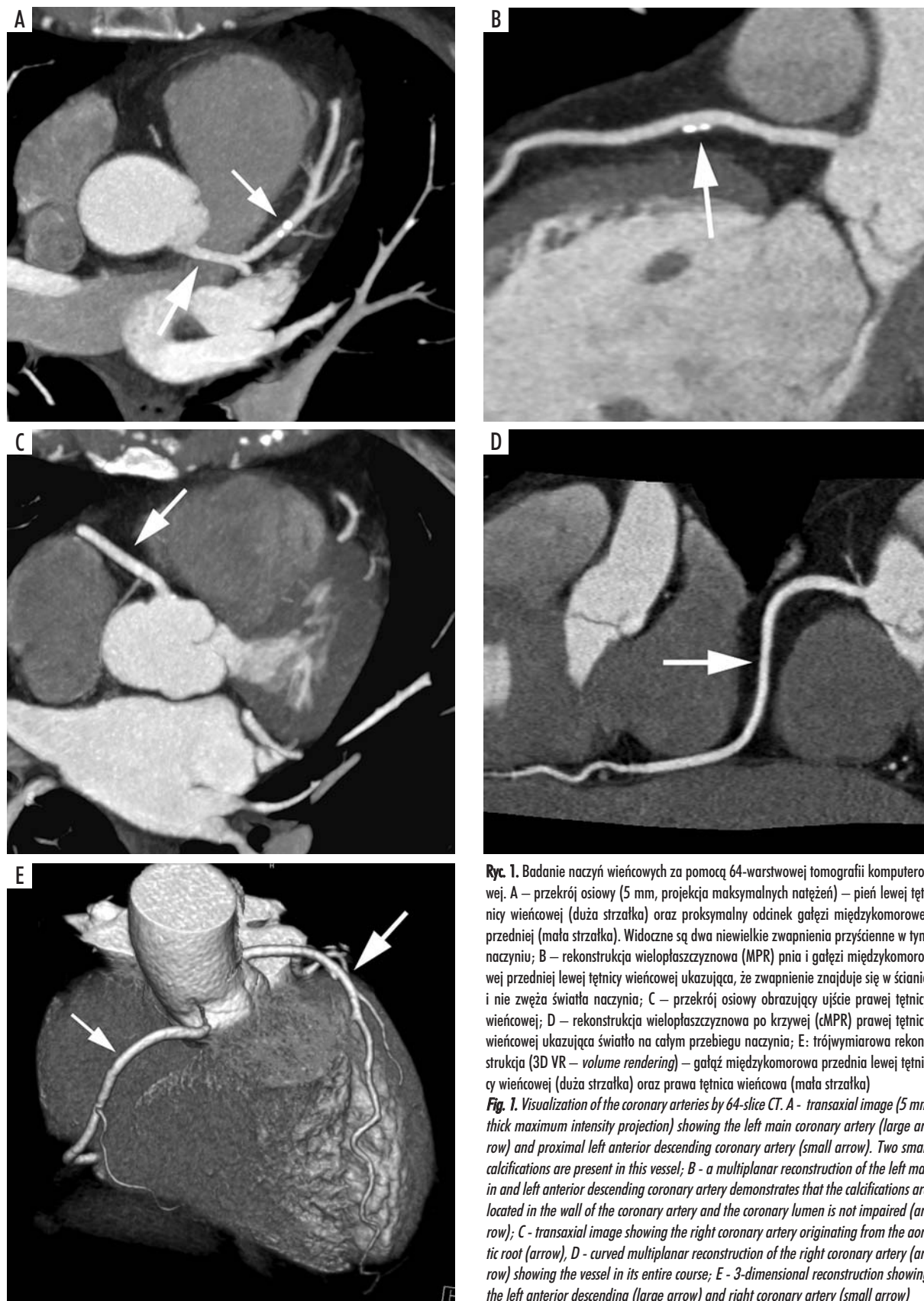
Choć koronarografia CT pozwala w znacznej większości przypadków na dobrą wizualizację naczyń wieńcowych i wykrycie ich zwężeń, to ma także pewne ograniczenia. Związane są one głównie ze wspomnianą rozdzielczością czasową, od której zależy występowanie artefaktów ruchowych. Innym problemem jest obecność masywnych zwapnień w ścianie naczynia. Obydwa te zjawiska mogą utrudniać bądź uniemożliwiać interpretację obrazu.

W CT niemożliwa jest również ocena istotności hemodynamicznej zwężenia, a także czynnościowe obrazowanie napływu krwi z krążenia obocznego. Oczywiście ograniczeniem jest także czysto diagnostyczny charakter angiografii CT – w przeciwieństwie do koronarografii – bez możliwości interwencji terapeutycznej.

Anomalie tętnic wieńcowych

Trójwymiarowy obraz uzyskiwany za pomocą tomografii komputerowej pozwala na doskonałe obrazowanie pacjentów z rozpoznaniem bądź podejrzeniem wrodzonych anomalii tętnic wieńcowych (ryc. 3.). Liczni autorzy podkreślają wysoką wartość MDCT w określeniu anatomii ujęć oraz często złożonego przebiegu tętnic wieńcowych [28–30].

Konieczność podania kontrastu jodowego oraz ekspozycja na promieniowanie są oczywistymi wadami w porównaniu do MR, które także było sugerowane jako metoda oceniająca anatomię przebiegu naczyń wieńcowych. Jednak łatwość akwizycji i wysokie prawdopodobieństwo uzyskania za każdym razem obrazów o wysokiej jakości stanowią o określeniu MDCT jako metody z wyboru u pacjentów z rozpoznaniem bądź podejrzaną anomalią naczyń wieńcowych.



Ryc. 1. Badanie naczyń wieńcowych za pomocą 64-warstwowej tomografii komputerowej. A – przekrój osiowy (5 mm, projekcja maksymalnych natężeń) – pień lewej tętnicy wieńcowej (duża strzałka) oraz proxymalny odcinek gałęzi międzykomorowej przedniej (mała strzałka). Widoczne są dwa niewielkie zwapnienia przyścienne w tym naczyniu; B – rekonstrukcja wielopłaszczyznowa (MPR) pnia i gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej ukazująca, że zwapnienie znajduje się w ścianie i nie zwęża światła naczynia; C – przekrój osiowy obrazujący ujście prawej tętnicy wieńcowej; D – rekonstrukcja wielopłaszczyznowa po krzywej (cMPR) prawej tętnicy wieńcowej ukazująca światło na całym przebiegu naczynia; E: trójwymiarowa rekonstrukcja (3D VR – volume rendering) – gałąź międzykomorowa przednia lewej tętnicy wieńcowej (duża strzałka) oraz prawa tętnica wieńcowa (mała strzałka)

Fig. 1. Visualization of the coronary arteries by 64-slice CT. A - transaxial image (5 mm thick maximum intensity projection) showing the left main coronary artery (large arrow) and proximal left anterior descending coronary artery (small arrow). Two small calcifications are present in this vessel; B - a multiplanar reconstruction of the left main and left anterior descending coronary artery demonstrates that the calcifications are located in the wall of the coronary artery and the coronary lumen is not impaired (arrow); C - transaxial image showing the right coronary artery originating from the aortic root (arrow); D - curved multiplanar reconstruction of the right coronary artery (arrow) showing the vessel in its entire course; E - 3-dimensional reconstruction showing the left anterior descending (large arrow) and right coronary artery (small arrow)



Ryc. 2. Pacjent z istotnym zwężeniem proksymalnego odcinka gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej. A – przekrój osiowy pokazujący zwężenie proksymalnego odcinka gałęzi międzykomorowej przedniej (strzałka), B – rekonstrukcja wielopłaszczyznowa (MPR) gałęzi międzykomorowej przedniej z widocznym istotnym zwężeniem spowodowanym przez niuwapnioną blaszkę miażdżycową (strzałka), C – rekonstrukcja trójwymiarowa (3D VR – Volume Rendering), D – obraz koronarografii u tego samego pacjenta (strzałka)

Fig. 2. Patient with a high-grade stenosis of the proximal left anterior descending coronary artery. A - transaxial image showing the stenosis in the proximal left anterior descending coronary artery (arrow), B - multiplanar reconstruction of the left anterior descending coronary artery. A high grade stenosis, caused by non-calcified plaque, is detectable (arrow), C - 3-dimensional reconstruction, D - corresponding invasive coronary angiogram (arrow)

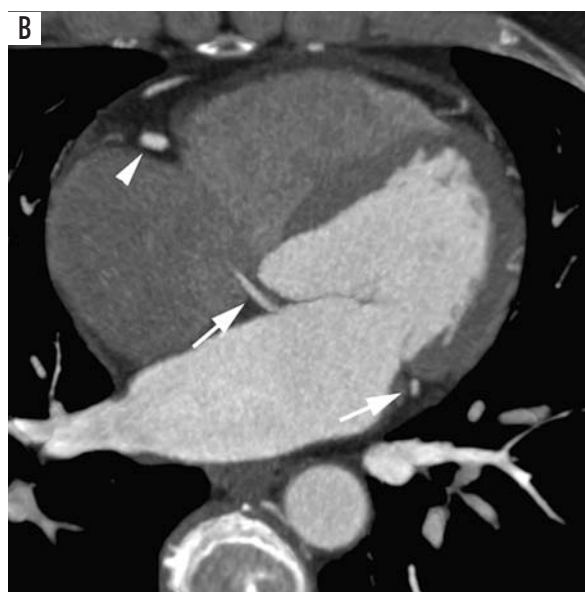
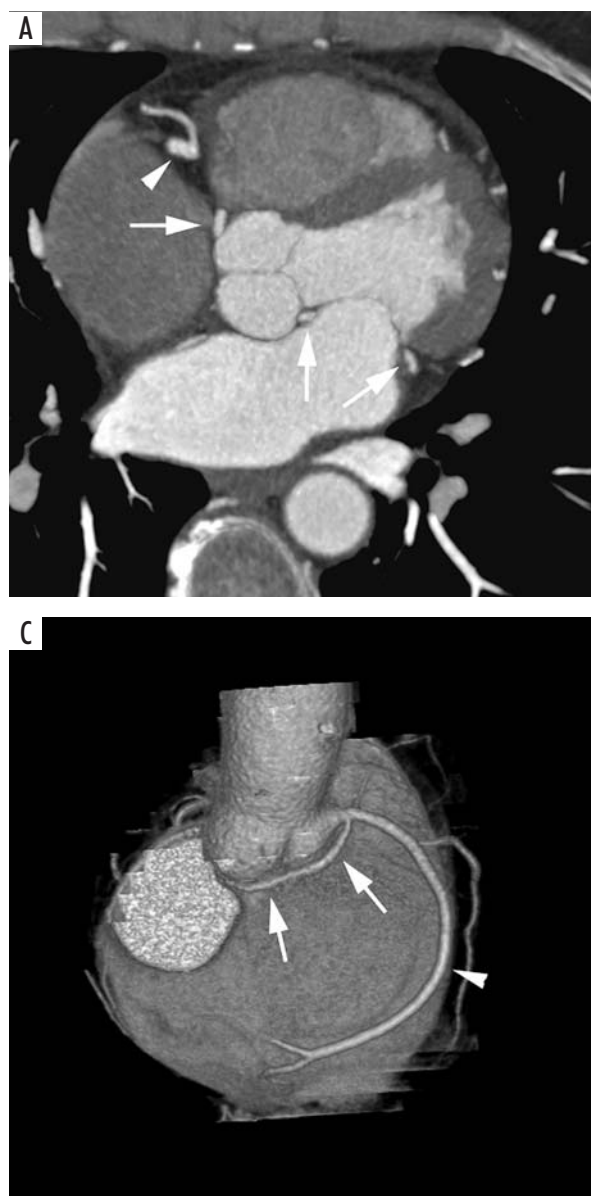
Pomosty aortalno-wieńcowe

Pomosty aortalno-wieńcowe poruszają się wolniej i mają większą średnicę niż naczynia wieńcowe. Dlatego też ich wizualizacja w MDCT jest łatwiejsza (ryc. 4.). Całkowita niedrożność pomostu, a także jego zwężenia, są wykrywane i określane z wysoką czułością i specyficznością potwierdzoną w licznych publikacjach [31–38]. Ocena naczyń natywnych poniżej miejsca wszczęcia pomostu, w których często obserwuje się tendencję

do tworzenia się zwapnień i redukcji światła, wymaga dalszych badań. Warta podkreślenia jest możliwość oceny w angio-CT naczyń mogących służyć potencjalnie jako pomosty (np. LIMA).

Stenty

Wizualizacja stentów jest możliwa szczególnie przy użyciu wielowarstwowych tomografów nowszej generacji (ryc. 5a.), jednak na jakość obrazu ma wpływ



Ryc. 3. Anomalia ujścia gałęzi okalającej lewej tętnicy wieńcowej. A, B – w obrazach osiowych widoczna jest gałąź okalająca lewej tętnicy wieńcowej o nietypowym przebiegu (strzałki). Uchodzi ona z prawej zatoki Valsalvy i biegnie ku tyłowi od aorty w kierunku lewej bruzdy wieńcowej. Grot strzałki – prawa tętnica wieńcowa; C – trójwymiarowa rekonstrukcja serca – widok od tyłu. Gałąź okalająca lewej tętnicy wieńcowej odchodzi od ujścia prawej tętnicy wieńcowej i biegnie ku tyłowi i dołowi od aorty. Jest to najczęstsza wrodzona anomalia przebiegu naczyń wieńcowych

Fig. 3. 64-slice CT in a patient with an anomalous left circumflex coronary artery. A, B - in transaxial images, an anomalous left circumflex coronary artery can be seen (arrows). It originates from the right sinus of Valsalva and takes a course dorsal and caudal to the aortic root towards the left coronary groove. Arrowhead: right coronary artery, C - 3-dimensional reconstruction showing the heart in a posterior view. The left circumflex coronary artery (arrows) arises from the right coronary ostium and takes a course behind and below the aortic root. This is the most frequent coronary anomaly

wiele czynników. W badaniach przeprowadzonych *in vitro* udowodniono, że pewne typy stentów znacznie łatwiej poddają się obrazowaniu w MSCT. Pojawiające się artefakty utrudniające interpretację zależą głównie od materiału, z jakiego wykonany jest stent, jego wymiarów (w szczególności średnicy) oraz ruchomości segmentu naczynia wieńcowego, w którym został implantowany (ryc. 5b.). Podczas gdy wyniki wstępnych wieloosiowych badań dotyczących oceny restenozy w stencie przeprowadzonych na aparatach 16-warstwowych były niezadowolające [40, 41], pierwsze badania przy użyciu aparatów 64-warstwowych wykazały, że w grupie 51 pacjentów 5 z 6 restenoz w stencie zostało wykrytych właściwie: z czułością 83% i specyficzną 100% [42]. Choć wyniki te są zachęcające, konieczne są dalsze ba-

dania na większych grupach chorych. Bardzo ważne jest zidentyfikowanie parametrów wpływających na ocenę stentów, aby można było wyodrębnić podgrupy pacjentów ze stentami, które mogą odnieść największe korzyści z nieinwazyjnego badania MSCT.

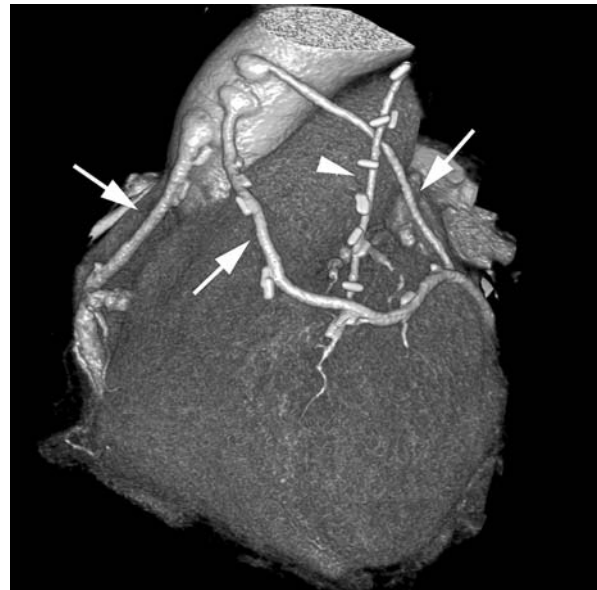
Obrazowanie blaszki miażdżycowej niezwiązującej światła naczynia

Liczne, ostatnio publikowane prace wykazały, że MSCT pozwala również na ocenę ściany naczynia, a tym samym blaszki miażdżycowej niezwiązującej światła naczynia. Dotyczy to zarówno jej składników uwapnionych, jak i nieuwapnionych (ryc. 6.). Czulość w wykrywaniu takich blaszek oceniana jest na ok. 80–90% [43–48].

Możliwość obrazowania blaszek niezwiązujących światła naczynia (*remodeling zewnętrzny*) jest obiecująca, gdyż obrazowanie takie umożliwia np. wyselekcjonowanie pacjentów z niestabilnymi blaszkami miażdżycowymi o wysokim ryzyku pęknięcia, które nie są identyfikowane w koronarografii. Potencjalnie MSCT może także umożliwić dokładne określenie rodzaju blaszek (bogotłuszczowe lub włókniste), ale obecnie jest ono jeszcze w fazie badawczej.

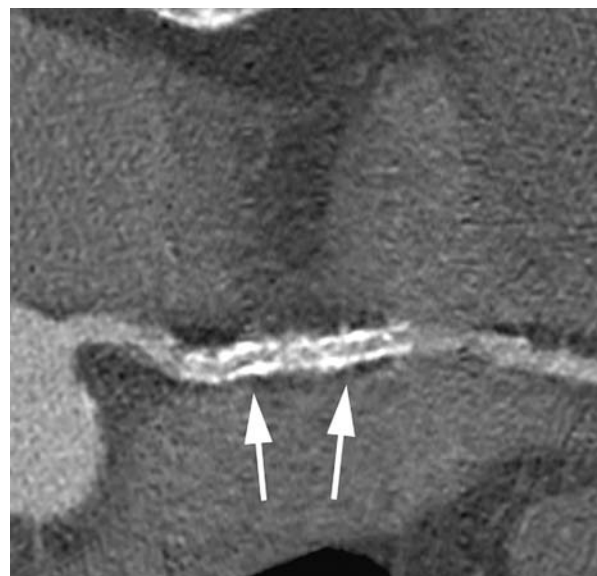
Inne zastosowania kliniczne

Aplikacje kliniczne wielowarstwowej tomografii komputerowej nie ograniczają się jedynie do nieinwazyjnego obrazowania naczyń wieńcowych. We wstępnym, bramkowanym prospektywnie bądź retrospektywnie skanie bez podania środka kontrastowego określić można stopień uwapnienia naczyń wieńcowych (tzw. *calcium score*) uznawany obecnie za jeden z niezależnych czynników ryzyka wystąpienia incydentów wieńcowych [54]. W licznych publikacjach podkreślana jest wysoka wartość MSCT dla określania parametrów czynnościowych i hemodynamicznych, porównywalna obecnie z echokardiografią [13, 55, 56]. Możliwa jest także ocena morfologii zastawek oraz guzów serca, choć metodą referencyjną pozostaje tu nadal MR. Ze względu na kompleksowość badania serca za pomocą MSCT (doskonałe wyniki w ocenie zatokowości płucnej oraz tętniaków rozwarstwiających aorty), metoda ta jest stosowana u pacjentów z nietypowym bólem zamostkowym – w tzw. *triple rule-out* (wykluczenie tych trzech patologii) w wa-



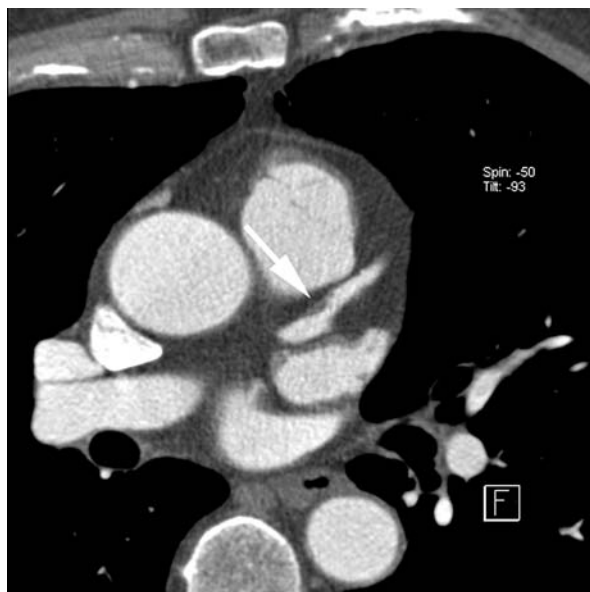
Ryc. 4. Trójwymiarowa rekonstrukcja serca u pacjenta po wszczępieniu pomostów aortalno-wieńcowych: pomost tętniczy do gałęzi międzykomorowej przedniej lewej tętnicy wieńcowej (z licznymi metalowymi klipsami naczyniowymi) oraz trzy pomosty żyłne (strzałki) do gałęzi okalającej, prawej tętnicy wieńcowej oraz *jump graft* – pomost pomiędzy gałęzią brzoğu obłego i gałęzią diagonalną

Fig. 4. 3-dimensional reconstruction of the heart in a patient with coronary artery bypass grafts, including one arterial graft to the left anterior descending coronary artery (with numerous accompanying metal clips) and three venous grafts (arrows) to the left circumflex coronary artery, right coronary artery, and a jump graft to a diagonal branch and obtuse marginal branch



Ryc. 5. Wizualizacja stentów w wielowarstwowej tomografii komputerowej. A – drożny stent w dystalnej części pnia lewej tętnicy wieńcowej, B – z powodu niewielkich artefaktów ruchowych (strzałki) światło stentu jest nie do oceny

Fig. 5. Visualization of coronary stents by computed tomography. A - visualisation of a patent stent in the distal left main coronary artery (arrow), B - because of slight motion artifacts, the lumen of this stent is not evaluable (arrows)



Ryc. 6. Wizualizacja nieuwapnionej blaszki miażdżycowej w proksymalnym odcinku gałęzi międzykomorowej przedniej w 64-warstwowej tomografii komputerowej po podaniu środka kontrastowego

Fig. 6. Visualization of non-calcified coronary atherosclerotic plaque, here in the proximal left anterior descending coronary artery, by contrast-enhanced 64-slice computed tomography (arrow)

runkach ostrego dżuru. Oczywista jest również rola TK w określaniu pozasercowych i pozanaczyniowych przyczyn bólu u tych pacjentów (np. urazy, samoistna odma). Badanie anatomii dużych pni naczyniowych pozwala również na ocenę wad i anomalii rozwojowych (np. PDA, koarktacji lub zdwojenia łuku aorty) oraz na planowanie zabiegów kardiochirurgicznych i wewnątrznaczyniowych.

Zastosowanie opóźnionej akwizycji – po ok. 10 min od podania kontrastu – może być przydatne w diagnostyce zapaleń mięśnia sercowego, wsierdzia, wizualizacji blizny po przebyłym zawale (*late enhancement*) [56], skrzeplin czy guzów serca. Także wartość metody MSCT w ocenie anatomii lewego przedsionka i ujęć żył płucnych przed zabiegiem ablacji [57] jest bardzo wysoka.

Perspektywy rozwoju

Rozwój wielowarstwowej tomografii komputerowej wiąże się przede wszystkim z możliwością uzyskiwania coraz mniejszej liczby artefaktów, a tym samym bardziej precyzyjnej diagnozy. Przed MSCT postawione zostały obecnie 3 podstawowe wyzwania technologiczne: poprawa rozdzielczości czasowej, poprawa rozdzielczości przestrzennej oraz redukcja dawki promieniowania. W znacznym stopniu realizację tych założeń uzyskano we wdrożonym pod koniec 2005 r. dwuźródłowym aparacie tomograficznym DSCT, w którym podczas jednego obrotu wokół pacjenta następuje jednoczesna akwizycja z dwóch prostopadłe

ustawionych lamp na dwóch wielowarstwowych detektorach. Powoduje to znaczne poprawienie rozdzielczości czasowej (do 83 ms, o czym była już mowa) oraz umożliwia zastosowanie modulacji prądu lampy w zależności od fazy cyklu serca, a tym samym zmniejszenie dawki dla pacjenta nawet o 50% w porównaniu z systemami jednoźródłowymi [1]. Obecnie w fazie wstępnych testów jest projekt 256-rzędowego skanera o szerokości detektora 128 mm. Obiecujące wydają się być badania nad perfuzją mięśnia serca takim aparatem, jednak jak na razie zbyt mała rozdzielczość czasowa oraz wysokie dawki promieniowania stanowią ograniczenie tego systemu.

Wyraźną poprawę rozdzielczości przestrzennej można uzyskać dzięki zastosowaniu detektorów panelowych, jednak obecnie ograniczenia techniczne nie pozwalają na ich stosowanie w tomografii komputerowej.

Podsumowanie

Za pomocą najnowszych aparatów MSCT można wykonać bardzo dużo kardiologicznych procedur diagnostycznych. Szczególne miejsce wśród nich zajmuje nieinwazyjna angiografia naczyń wieńcowych. Przy właściwym doborze protokołu skanowania i odpowiednim przygotowaniu pacjenta możliwe jest wykluczenie istnienia istotnego zwężenia naczyń wieńcowych z wysoką negatywną wartością predykcijną.

Najbardziej efektywnym klinicznym zastosowaniem tej metody wydaje się właśnie wykluczenie istnienia istotnego zwężenia u pacjentów o stosunkowo niskim ryzyku choroby wieńcowej. U tych chorych nieinwazyjne obrazowanie CT może zastąpić koronarografię diagnostyczną. Zostało to potwierdzone w wielu publikacjach, jednak ze względu na stosunkowo niedawne wprowadzenie aparatów 64-warstwowych brakuje jeszcze prospektywnych wieloośrodkowych badań oceniających wyniki odległe. Podobnie obrazowanie *by-passów*, *stentów* oraz blaszek niezwiązanych światła naczyń jest poparte jedynie badaniami na niewielkich grupach pacjentów. Wartość metody MSCT w innych aplikacjach kardiologicznych, wymienionych jedynie w tym artykule, również wymaga potwierdzenia w badaniach wieloośrodkowych.

W najbliższej przyszłości nastąpi prawdopodobnie dalszy szybki rozwój wielowarstwowej tomografii komputerowej. Dane kliniczne będą się kumulować, a jej aplikacje kliniczne, w tym przede wszystkim koronarografia CT, będą miały swoje ściśle określone miejsce w codziennej praktyce klinicznej.

Przypis

¹rozdzielczość czasowa – czas niezbędny do zebrania danych do rekonstrukcji obrazu w danej pozycji anatomicznej, zwykle wymaga zebrania danych z 1/2 okręgu. Dla aparatów jednoźródłowych jest określana jako 1/2 czasu rotacji, np. czas rotacji 330 ms – rozdzielczość czasowa 165 ms

Piśmiennictwo

1. S. Ropers D, Kuettner A i wsp. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography-initial experience. *Eur J Radiol* 2006; 57: 331-5.
2. 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: 664-6.
3. Kuettner A, Trabold T, Schroeder S i wsp. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44: 1230-7.
4. Mollet NR, Cademartiri F, Nieman K i wsp. Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *J Am Coll Cardiol* 2004; 43: 2265-2270.
5. Martuscelli E, Romagnoli A, D'Eliseo A i wsp. Accuracy of thin-slice computed tomography in the detection of coronary stenoses. *Eur Heart J* 2004; 25: 1043-8.
6. Fine JJ, Hopkins CB, Hall PA i wsp. Noninvasive coronary angiography: agreement of multi-slice spiral computed tomography and selective catheter angiography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2004; 20: 549-52.
7. Kaiser C, Bremerich J, Haller S i wsp. Limited diagnostic yield of non-invasive coronary angiography by 16-slice multi-detector spiral computed tomography in routine patients referred for evaluation of coronary artery disease. *Eur Heart J* 2005; 26: 1987-92.
8. Aviram G, Finkelstein A, Herz I i wsp. Clinical value of 16-slice multi-detector CT compared to invasive coronary angiography. *Int J Cardiovasc Intervent* 2005; 7: 21-8.
9. Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC i wsp. Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: patient-versus segment-based analysis. *Circulation* 2004; 110: 2638-43.
10. Kuettner A, Beck T, Drosch T i wsp. Image quality and diagnostic accuracy of non-invasive coronary imaging with 16 detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *Heart* 2005; 91: 938-941.
11. Mollet NR, Cademartiri F, Krestin GP i wsp. Improved diagnostic accuracy with 16-row multi-slice computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45: 128-32.
12. Morgan-Hughes GJ, Roobottom CA, Owens PE i wsp. Highly accurate coronary angiography with submillimetre, 16-slice computed tomography. *Heart* 2005; 91: 308-13.
13. Schuijf JD, Bax JJ, Salm LP i wsp. Noninvasive coronary imaging and assessment of left ventricular function using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005; 95: 571-574.
14. Hoffmann MH, Shi H, Schmitz BL i wsp. Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography. *JAMA* 2005; 293: 2471-8.
15. Achenbach S, Ropers D, Pohle FK i wsp. Detection of coronary artery stenoses using multi-detector CT with 16 x 0.75 collimation and 375 ms rotation. *Eur Heart J* 2005; 26: 1978-86.
16. Giesler T, Baum U, Ropers D i wsp. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 179: 911-6.
17. Schroeder S, Kopp AF, Kuettner A i wsp. Influence of heart rate on vessel visibility in noninvasive coronary angiography using new multislice computed tomography: experience in 94 patients. *Clin Imaging* 2002; 26: 106-111.
18. Hoffmann MH, Shi H, Manzke R i wsp. Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate. *Radiology* 2005; 234: 86-97.
19. Herzog C, Abolmaali N, Balzer JO 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: 2670-2618.
20. Herzog C, Arning-Erb M, Zangos S i wsp. Multi-detector row CT coronary angiography: influence of reconstruction technique and heart rate on image quality. *Radiology* 2006; 238: 75-86.
21. Cademartiri F, Mollet NR, Runza G i wsp. Diagnostic accuracy of multislice computed tomographic coronary angiography is improved at low heart rates. *Int J Cardiovasc Imaging* 2006, in press.
22. Leschka S, Alkadhi H, Plass A i wsp. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 2005; 26: 1482-7.
23. Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW i wsp. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 552-7.
24. Leber AW, Knez A, von Ziegler F i wsp. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 147-54.
25. Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA i wsp. High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation* 2005; 112: 2318-23.
26. Ropers D, Rixe J, Anders K i wsp. Usefulness of multidetector row spiral computed tomography with 64- x 0.6-mm collimation and 330-ms rotation for the noninvasive detection of significant coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 2006; 97: 343-348.
27. Fine JJ, Hopkins CB, Ruff N i wsp. Comparison of accuracy of 64-slice cardiovascular computed tomography with coronary angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2006; 97: 173-4.
28. Ropers D, Moshage W, Daniel WG i wsp. Visualization of coronary artery anomalies and their anatomic course by contrast-enhanced electron beam tomography and three-dimensional reconstruction. *Am J Cardiol* 2001; 87: 193-7.
29. Deibler AR, Kuzo RS, Vohringer M i wsp. Imaging of congenital coronary anomalies with multislice computed tomography. *Mayo Clin Proc* 2004; 79: 1017-23.
30. Datta J, White CS, Gilkeson RC i wsp. Anomalous coronary arteries in adults: depiction at multi-detector row CT angiography. *Radiology* 2005; 235: 812-8.
31. Nieman K, Pattynama PM, Rensing BJ i wsp. Evaluation of patients after coronary artery bypass surgery: CT angiographic assessment of grafts and coronary arteries. *Radiology* 2003; 229: 749-56.
32. Martuscelli E, Romagnoli A, D'Eliseo A i wsp. Evaluation of venous and arterial conduit patency by 16-slice spiral computed tomography. *Circulation* 2004; 110: 3234-8.
33. Schlosser T, Konorza T, Hunold P i wsp. Noninvasive visualization of coronary artery bypass grafts using 16-detector row computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44: 1224-9.
34. Chirurlia E, Menozzi M, Ratti C i wsp. Follow-up of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005; 95: 1094-7.
35. Moore RK, Sampson C, MacDonald S i wsp. Coronary artery bypass graft imaging using ECG-gated multislice computed tomography: comparison with catheter angiography. *Clin Radiol* 2005; 60: 990-8.
36. Burgstahler C, Beck T, Kuettner A i wsp. Non-invasive evaluation of coronary artery bypass grafts using 16-row multi-slice computed tomography with 188 ms temporal resolution. *Int J Cardiol* 2006; 106: 244-9.
37. Salm LP, Bax JJ, Jukema JW i wsp. Comprehensive assessment of patients after coronary artery bypass grafting by 16-detector-row computed tomography. *Am Heart J* 2005; 150: 775-81.
38. Anders K, Baum U, Schmid M i wsp. Coronary artery bypass graft (CABG) patency: assessment with high-resolution submillimeter 16-slice multidetector-row computed tomography (MDCT) versus coronary angiography. *Eur J Radiol* 2006; 57: 336-44.
39. Gilard M, Cornily JC, Pennec PY i wsp. Assessment of coronary artery stents by 16 slice computed tomography. *Heart* 2006; 92: 58-61.
40. Schuijf JD, Bax JJ, Jukema JW i wsp. Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2004; 94: 427-30.
41. Gaspar T, Halon DA, Lewis BS i wsp. Diagnosis of coronary in-stent restenosis with multidetector row spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 1573-7.
42. Cademartiri F, Mollet N, Lemos PA i wsp. Usefulness of multislice computed tomographic coronary angiography to assess in-stent restenosis. *Am J Cardiol* 2005; 96: 799-802.
43. Achenbach S, Moselewski F, Ropers D i wsp. Detection of calcified and noncalcified coronary atherosclerotic plaque by contrast-enhanced, submillimeter multidetector spiral computed tomography: a segment-based comparison with intravascular ultrasound. *Circulation* 2004; 109: 14-7.
44. Becker CR, Knez A, Ohnesorge B i wsp. Imaging of noncalcified coronary plaques using helical CT with retrospective ECG gating. *Am J Roentgenol* 2000; 175: 423-4.
45. Caussin C, Ohanessian A, Ghostine S i wsp. Characterization of vulnerable nonstenotic plaque with 16-slice computed tomography compared with intravascular ultrasound. *Am J Cardiol* 2004; 94: 99-104.

46. Leber AW, Knez A, Becker A i wsp. Accuracy of multidetector spiral computed tomography in identifying and differentiating the composition of coronary atherosclerotic plaques: a comparative study with intracoronary ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2004; 43: 1241-7.
47. Schoenhagen P, Tuzcu EM, Stillman AE i wsp. Non-invasive assessment of plaque morphology and remodeling in mildly stenotic coronary segments: comparison of 16-slice computed tomography and intravascular ultrasound. *Coron Artery Dis* 2003; 14: 459-62.
48. Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A i wsp. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 1430-5.
49. Gibbons RJ, Abrams J, Chatterjee K i wsp. ACC/AHA 2002 guideline update for the management of patients with chronic stable angina - summary article: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on the Management of Patients With Chronic Stable Angina). *J Am Coll Cardiol* 2003; 41: 159-68.
50. Goo HW, Park IS, Ko JK i wsp. Coronary CT angiography and MR angiography of Kawasaki disease. *Pediatr Radiol* 2006 May 9, in press.
51. Fallenberg M, Juergens KU, Wichter T i wsp. Coronary artery aneurysm and type-A aortic dissection demonstrated by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Eur Radiol* 2002; 12: 201-4.
52. Kulkarni M, Sadani A, Rosita i wsp. Right myocardial bridge on CT coronary angiography. *J Assoc Physicians India* 2004; 52: 661-2.
53. Manghat NE, Morgan-Hughes GJ, Roobottom CA. Spontaneous coronary artery dissection: appearance and follow-up on multi-detector row CT coronary angiography. *Clin Radiol*. 2005; 60: 1120-5.
54. Arad Y, Goodman KJ, Roth M i wsp. Coronary calcification, coronary disease risk factors, C-reactive protein, and atherosclerotic cardiovascular disease events: the St. Francis Heart Study. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 158-65.
55. Lessick J, Mutlak D, Rispler S i wsp. Comparison of multidetector computed tomography versus echocardiography for assessing regional left ventricular function. *Am J Cardiol* 2005; 96: 1011-5.
56. Kopp AF, Heuschmid M, Reimann A i wsp. Evaluation of cardiac function and myocardial viability with 16- and 64-slice multidetector computed tomography. *Eur Radiol* 2005; 15 (Suppl. 4): D15-D20.
57. Kistler PM, Earley MJ, Harris S i wsp. Validation of three-dimensional cardiac image integration: use of integrated CT image into electroanatomic mapping system to perform catheter ablation of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2006; 17: 341-8.