

## Postęp w diagnostyce choroby wieńcowej – zastosowanie wielowarstwowej spiralnej tomografii komputerowej

### *Advances in the diagnosis of coronary artery disease - multislice spiral computed tomography*

Mieczysław Pasowicz

Klinika Chorób Serca i Naczyń IK CM UJ, Ośrodek Diagnostyki i Rehabilitacji Chorób Serca i Płuc, Szpital im. Jana Pawła II, Kraków

Postępy w Kardiologii Interwencyjnej 2006; 2, 2 (4): 169–179

**Słowa kluczowe:** choroba wieńcowa, blaszka miażdżycowa, MSCT.

**Key words:** coronary artery disease, plaque, MSCT.

Diagnostyka obrazowa jest jedną z najszybciej rozwijających się dziedzin medycyny. O prawdziwości tego stwierdzenia można się przekonać, śledząc rozwój tomografii komputerowej (TK).

Era tomografii komputerowej rozpoczęła się w połowie lat 60. XX w. wraz z pracami prowadzonymi przez brytyjskiego inżyniera Godfreya N. Hounsfielda. W ciągu blisko 40 lat byliśmy świadkami niezwykle dynamicznego rozwoju tej metody, przełamywania kolejnych barier technicznych i klinicznych, a przecież i dzisiaj nie powiedziano ostatniego słowa w tej kwestii (tab. 1.).

Momentem przełomowym w rozwoju TK było wprowadzenie spiralnej tomografii komputerowej w 1989 r. przez Willego Kalendera w Niemczech, uznanego w 2002 r. przez *Diagnostic Imaging* za jedną z 20 najbardziej wpływowych postaci w radiologii. Jednakże prawdziwą rewolucją okazało się wprowadzenie do diagnostyki obrazowej skanerów wielowarstwowych (MSCT), które są wyznacznikami stałego postępu jakościowego i ilościowego (tab. 2.).

Początkowo metoda MSCT charakteryzowała się możliwością uzyskania do 4 warstw badanego obszaru podczas rotacji układu lampa-detektory w czasie krótszym niż 1 s. Zwiększenie czasowej i przestrzennej rozdzielczości uzyskiwanych obrazów skorelowanych z EKG pozwoliło na szersze zastosowanie tej nieinwazyjnej metody do obrazowania tętnic wieńcowych. Możliwe stało się skanowanie serca w trakcie jednego wdechu, z akwizycją obrazu z fazy rozkurczowej metodą sekwen-

cyjną (ang. *prospective triggering*) [1] lub spiralną (ang. *retrospective gating*) [2], pozwalając na wyeliminowanie artefaktów wywołanych ruchem serca. W tej generacji aparatów minimalny czas rotacji układu lampa-detektory (ang. *gantry*) wokół obrazowanej struktury wynosił 500 ms, rozdzielczość czasowa w badaniach kardiologicznych od 125 ms, a przestrzenna od 1,25 mm [3–5].

Kolejnym krokiem w kierunku ulepszenia technologii MSCT było zastosowanie urządzeń 16-warstwowych

**Tabela 1.** Historia tomografii komputerowej  
**Table 1.** The history of computed tomography

Rok	Postęp techniczny
1967	rozpoznanie obrazu i techniki rekonstrukcji komputerowej – Godfrey N. Hounsfield
1971	pierwszy kliniczny prototyp skanera mózgu – James Ambrose
1974	pierwszy skaner całego ciała – Robert Ledley
1979	Nagroda Nobla dla Godfreya N. Hounsfielda i Allana MacLeoda Cormacka
1979	zasada działania skanera EBCT – Douglas Boyd
1983	pierwszy skaner EBCT firmy Imatron oraz wprowadzenie pojęcia TK układu krążenia
1988	pierwsze badanie uwapnienia tętnic wieńcowych
1989	pierwsze doniesienie nt. spiralnej TK – Willi Kalender
1992	skaner dwuwarstwowy
1995	pierwsza angiografia TK tętnic wieńcowych
1998	skaner wielowarstwowy

**Adres do korespondencji/Corresponding author:** dr n. med. Mieczysław Pasowicz FACC, Ośrodek Diagnostyki i Rehabilitacji Chorób Serca i Płuc, Szpital im. Jana Pawła II, ul. Pędzicka 80, 31-202 Kraków, tel. +48 12 614 20 02, faks +48 12 614 22 66, e-mail: m.pasowicz@szpitalip2.krakow.pl

**Tabela 2.** Postęp jakościowy i ilościowy w dziedzinie wielowarstwowej tomografii komputerowej**Table 2.** Qualitative and quantitative advances in multislice spiral computed tomography

Rok	Postęp techniczny
1989	wprowadzenie spiralnej TK przez Siemens, Niemcy
1998	skaner 4-warstwowy
2001	prototyp skanera 16-warstwowego
2003	badania nad cyfrowymi płaskimi detektorami
2003	badania nad TK cone beam
2004	wprowadzenie skanera 64-warstwowego
2005	wprowadzenie skanera Dual Source (DSCT)

[6, 7]. Połączenie skróconego czasu rotacji oraz detektorów wielorzędowych i rozdzielczości przestrzennej poniżej 1 mm pozwoliło na istotną poprawę wizualizacji serca i struktur tak trudnych w obrazowaniu, jak naczynia wieńcowe [8–10]. Kombinacja szeregu technicznych zalet wielorzędowej tomografii komputerowej pozwala na uzyskanie cennych oraz użytecznych informacji w praktyce klinicznej.

Na rynku dostępnych jest kilka aparatów MSCT, których krótką charakterystykę przedstawiono w tab. 3.

Najnowsze osiągnięcie TK, tj. skaner 64-warstwowy jest bliski spełnienia obietnic składanych przez twórców angiografii nieinwazyjnej. Jeszcze lepsza rozdzielczość czasowa oraz skrócenie czasu skanowania do 8–11 s sprawia, że artefakty oddechowe nie są już tak wielkim problemem. Dzięki uzyskaniu obrazów o doskonałej jakości możliwa jest nie tylko ocena zwężeń w tętnicach wieńcowych [11], ale także wykrycie i klasyfikacja blaszek miażdżycowych oraz ocena ściany naczyniowej, szczególnie w segmentach proksymalnych [12].

**Tabela 3.** Porównanie urządzeń 4-, 16- i 64-warstwowych**Table 3.** Parameters of 4-, 16- and 64-slice scanners

4-warstwowy MSCT	GE Lightspeed	Philips MX 8000	Siemens Sensation 4	Toshiba Aquilion
długość pierścienia detektorów wzdłuż osi z [mm]	20	20	20	32
minimalna kolimacja	4 x 1,25	2 x 0,5	2 x 0,5	4 x 0,5
minimalny czas rotacji	0,8	0,5	0,5	0,5
16-warstwowy MSCT	GE Lightspeed Plus	Philips MX 8000 IDT	Siemens Sensation 16	Toshiba Aquilion 16
długość pierścienia detektorów wzdłuż osi z [mm]	20	20	24	32
minimalna kolimacja	16 x 0,63	16 x 0,73	16 x 0,75	16 x 0,5
minimalny czas rotacji	0,5	0,4	0,4	0,4
64-warstwowy MSCT	GE Lightspeed VCT	Philips Brilliance 64	Siemens Sensation 64	Toshiba Aquilion 64
długość pierścienia detektorów wzdłuż osi z [mm]	40	40	28,8	32
minimalna kolimacja	64 x 0,625	64 x 0,625	2 x 32 x 0,6	64 x 0,5
minimalny czas rotacji	0,35	0,4	0,33	0,4

Lepor i wsp. [13] podkreślają następujące zalety skanerów 64-warstwowych: grubość obrazowanej warstwy jest najmniejsza z możliwych i pozwala na bardziej precyzyjny pomiar zwężenia i obrazowanie mniejszych odgałęzień tętnic wieńcowych, możliwe jest uzyskanie obrazów wysokiej jakości u osób otyłych, czas wstrzymania oddechu i akwizycji obrazów jest krótszy, objętość podawanego środka kontrastowego zmniejszono o 30%, możliwa jest ocena blaszki miękkiej, a efekt blooming wynikający z obecności zwapnień jest zredukowany. Zalety i wady 64-MSCT w porównaniu z inwazyjną koronarografią podsumowali również Leschka i wsp. (tab. 4.) [14].

Pierwsze badanie MSCT tętnic wieńcowych z zastosowaniem 4-warstwowego aparatu *Somatom Plus 4 Volume Zoom* w Polsce przeprowadzone zostały pod kierunkiem autora w październiku 2000 r. w Ośrodku Diagnostyki i Rehabilitacji Chorób Serca i Płuc Szpitala im. Jana Pawła II w Krakowie. Wraz z ulepszeniem technologii MSCT, od wiosny 2003 r. prowadzono badania tętnic wieńcowych przy użyciu aparatu 16-warstwowego (*Somatom Sensation 16 Cardiac*). W 2004 r., tuż po premierze europejskiej w Paryżu i światowej w Chicago, ośrodek w Krakowie został wyposażony w aparat 64-warstwowy (*Somatom Sensation 64 Cardiac*, ryc. 1.).

Dzięki MSCT nie tylko uzyskano poprawę jakości badań klinicznych w dziedzinie angiografii czy endoskopii wirtualnej, ale także poszerzono możliwości jego zastosowania klinicznego, np. w badaniach perfuzji mózgu, czynności serca i zastawek czy też mapowaniu anatomii i fizjologii zmian. Najnowsze wytyczne *American College of Radiology* szczegółowo określają zastosowanie kliniczne CT jako metody obrazowania nieinwazyjnego [15], a mianowicie:

1. wykrywanie i charakterystykę zwężeń w naczyniach wieńcowych powstałych na skutek miażdżycy, miażdżycy przeszczepu, rozwarstwienia błony wewnętrznej oraz zapalenia naczynia (ryc. 2.);

**Tabela 4.** Zalety i wady 64-MSCT wg Leschka i wsp.**Table 4.** Advantages and disadvantages of 64-MSCT according to Leschka et al.

Zalety 64-MSCT	Wady 64-MSCT
<ul style="list-style-type: none"> <li>• lepsze uwidocznienie tętnic wieńcowych</li> <li>• nieinwazyjna – brak powikłań skanowanie całego serca trwa 10–12 s, czas całego badania poniżej 15 min, nie ma potrzeby hospitalizacji</li> <li>• bardziej opłacalna</li> <li>• wyraźne uwidocznienie złogów wapnia i morfologii blaszki, chociaż IVUS nadal przewyższa TK</li> <li>• lepsze uwidocznienie zwężzeń w miejscu odejścia prawej i lewej tętnicy wieńcowej</li> <li>• rzeczywiste obrazowanie trójwymiarowe</li> <li>• kompleksowa analiza tętnic wieńcowych, zastawek, komór, masy mięśnia serca, morfologii blaszki i śródmiąższu płuc</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• brak możliwości bezpośredniej oceny przepływu w naczyniach</li> <li>• znaczne zwapnienia i stenty są przyczyną artefaktów</li> <li>• konieczność stosowania <math>\beta</math>-blokerów w przypadku podwyższonej częstości serca</li> <li>• brak możliwości interwencji w trakcie badania</li> <li>• narażenie badanego na promieniowanie X</li> </ul>

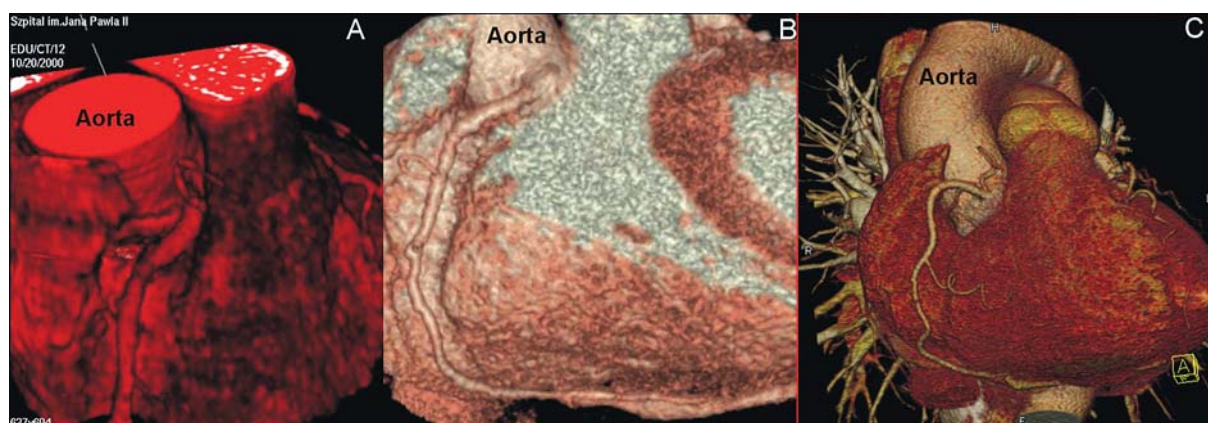
2. wykrywanie i charakterystykę anomalii naczyń wieńcowych (ryc. 3., 4.);
3. wykrywanie i charakterystykę tętniaków tętnicy wieńcowej (ryc. 5.);
4. mapowanie żył wieńcowych;
5. ocenę morfologii i czynności jam serca;
6. charakterystykę natywnych i sztucznych zastawek serca;
7. wykrywanie i charakterystykę wrodzonych chorób serca;
8. wykrywanie i charakterystykę guzów serca;
9. diagnostykę chorób osierdzia;
10. wykrywanie i charakterystyka anomalii pooperacyjnych.

Ponadto *American College of Radiology* uznaje, że angio-TK może być stosowana jako główne narzędzie w wykrywaniu choroby lub dodatkowe dla lepszej charakterystyki rozpoznanego schorzenia lub oceny stanu chorobowego wraz z upływem czasu [15]. Według ACR wskazania do angio-TK obejmują diagnostykę, charak-

terystykę lub monitorowanie takich stanów chorobowych, jak m.in.:

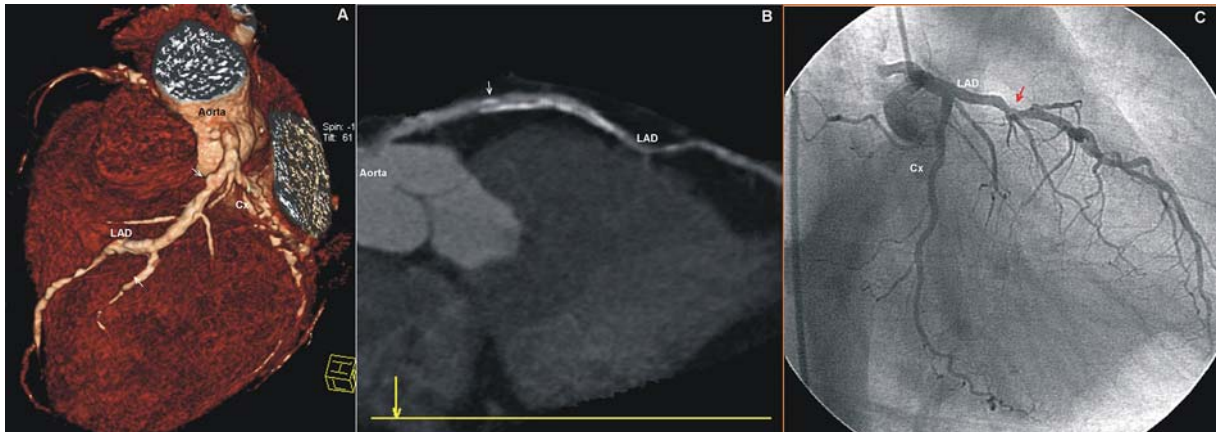
- tętniaki tętnicze i żyłne;
- miażdżyca;
- niemiażdżycowe i niezapalne zmiany naczyniowe;
- urazy tętnic i żył;
- rozwarstwienie tętnicy i krwiak śródścienny;
- choroba zakrzepowo-zatorowa tętnic i żył;
- wrodzone anomalie naczyniowe;
- warianty anatomiczne naczyń;
- interwencje naczyniowe (przezskórne i chirurgiczne);
- zapalenie naczyń i kolagenozy;
- infekcje naczyniowe.

Obserwowana w ostatnim czasie eksplozja zainteresowania angiografią TK znalazła wyraz w opracowaniu przez *American College of Cardiology Foundation/American Heart Association (ACCF/AHA)* wytycznych na te-



**Ryc. 1.** Rekonstrukcja 3D VRT prawej tętnicy wieńcowej. A – 4-warstwowa MSCT, B – 16-warstwowa MSCT, C – 64-warstwowa MSCT, VRT – trójwymiarowa technika odwzorowania objętości, MSCT – wielowarstwowa spiralna tomografia komputerowa

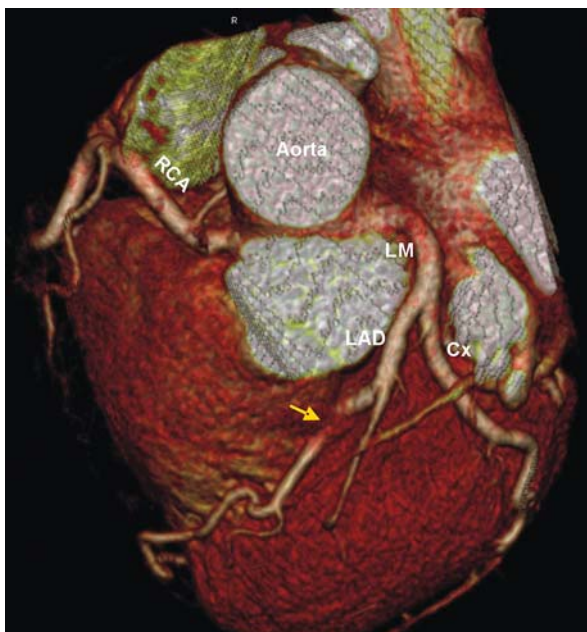
**Fig. 1.** 3D VRT showing RCA. A - 4-slice CT, B - 16-slice CT, C - 64-slice CT, VRT - volume rendering technique, MSCT - Multislice Computed Tomography



**Ryc. 2.** Zmiany rozlane bez cech istotnych zwężenia w LAD. A – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, B – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR, C – klasyczna angiografia

LAD – gałąź międzykomorowa przednia, pozostałe skróty: jak w ryc. 1.

**Fig. 2.** Disseminated lesions without significant stenosis in LAD. A - 16-slice CT using 3D VRT, B - 16-slice CT using CPR, C - conventional coronary angiography  
LAD - left anterior descending artery, other abbreviations: as in fig. 1



**Ryc. 3.** Mostek mięśniowy w LAD (zaznaczono strzałką); 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT

Skróty: jak w ryc. 1.

**Fig. 3.** Myocardial bridge in LAD (arrow) in 64-slice CT using 3D VRT.  
Abbreviations: as in fig. 1

mat kompetencji klinicznych potrzebnych do wykonywania badań obrazowych metodą TK i MR [16].

W środowisku medycznym nadal trwa dyskusja na temat optymalnego zastosowania TK w chorobach układu krążenia, przede wszystkim na temat tego, u jakich chorych wykonywać badanie: przed operacjami naczyniowymi, z kilkoma czynnikami ryzyka, objawowych czy też bezobjawowych [17]. Niewątpliwie udowodnioną

cechą MSCT jest jej wysoka ujemna wartość predykcyjna [18–23]. Zdolność TK do wykluczenia obecności choroby wieńcowej wynosi od 92 do 100%, więcej niż próby wysiłkowej, echokardiografii obciążeniowej, scyntygrafii i badania perfuzji w MRI. Potrzeba wykluczenia obecności choroby ujawnia się w kilku sytuacjach klinicznych, które przedstawiamy poniżej.

**A. Pacjent nie ma objawów** (tzn. nie występują bóle w klatce piersiowej ani duszności, lecz konieczne jest wykluczenie obecności choroby wieńcowej):

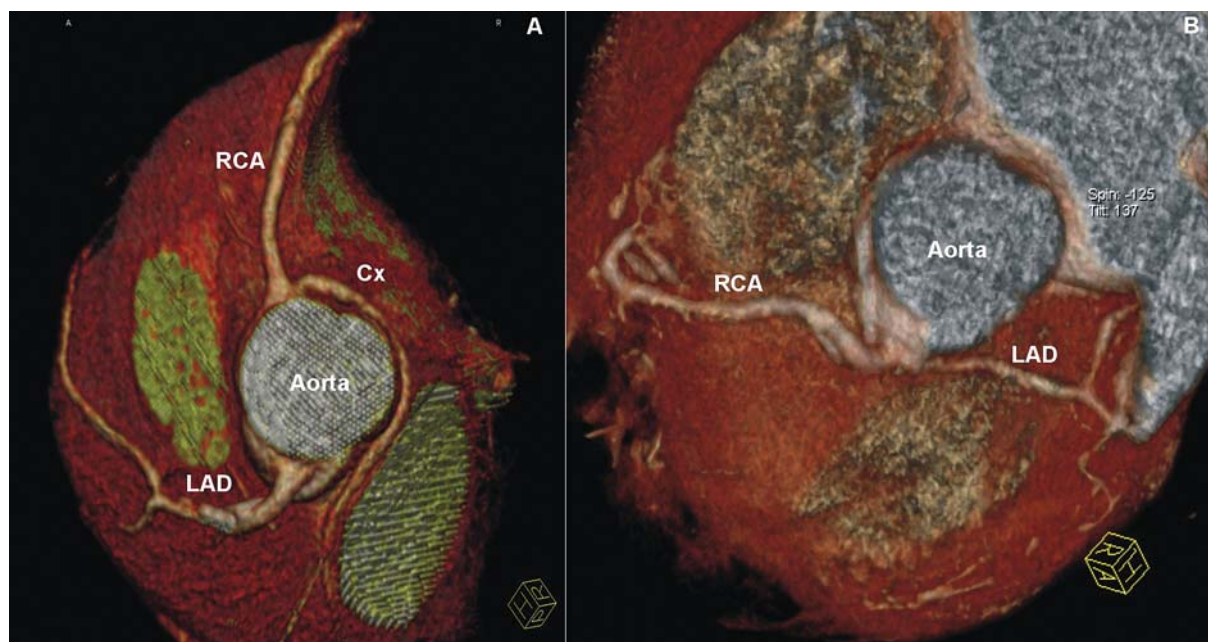
1. rodzinne występowanie choroby wieńcowej;
2. utrzymujący się wysoki poziom triglicerydów (TG) oraz obecność innych czynników ryzyka, np. palenie, cukrzyca itp.;
3. zmiany w EKG w rutynowym badaniu kontrolnym;
4. niejednoznaczny wynik próby wysiłkowej;
5. umiarkowane i ciężkie nadciśnienie tętnicze;
6. przed operacją u dorosłych:
  - a. zamknięcie ubytku przegrody międzyprzedsionkowej;
  - b. korekcja zastawki;
  - c. choroba nowotworowa.

**B. Pacjent ma objawy** (tzn. występują bóle w klatce piersiowej, ale lekarz nie jest przekonany o obecności choroby wieńcowej):

1. nietypowy ból w klatce piersiowej (prawostronny, ból barku itp.);
2. podejrzenie zespołu X u kobiet przed menopauzą;
3. podejrzenie kardiomiopatii rozstrzeniowej;
4. anomalie tętnic wieńcowych, ektazja lub tętniak.

**C. Inne wskazania**

1. ocena drożności pomostów aortalno-wieńcowych (ryc. 6., 7.);



**Ryc. 4.** 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT. A – nietypowe odejście Cx, B – nietypowe odejście LAD  
Cx – gałąź okalająca, pozostałe skróty: jak w ryc. 1.

**Fig. 4.** 64-slice CT using 3D VRT. A - atypical origin of Cx, B - atypical origin of LAD  
Cx - circumflex artery, other abbreviations: as in fig. 1

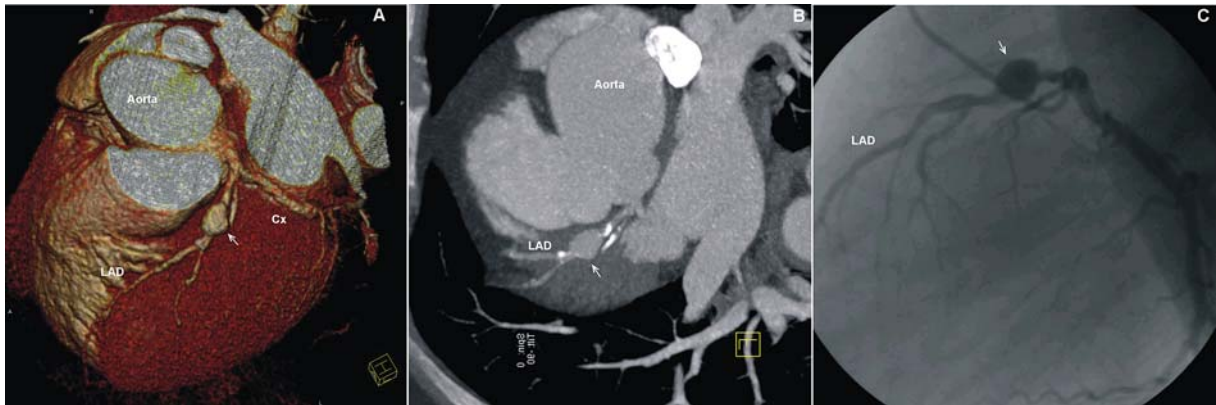
2. ocena drożności stentów (wyniki doskonałe w przypadku stentów  $>3$  mm, ryc. 8.);
3. guzy serca.

W praktyce klinicznej najważniejsza jest możliwość obrazowania drzewa wieńcowego oraz nieinwazyjne wykrywanie i ocena zwężeń w naczyniach. Myśli się nawet o tym, że w przyszłości MSCT może zastąpić klasyczną koronarografię [9, 24–27]. Ocena tętnic wieńcowych jest trudnym zadaniem ze względu na mały kaliber naczyń, ich kręty przebieg oraz ciągły ruch. Praktycznie żadna z nieinwazyjnych metod nie jest idealna. Niemniej jednak postęp technologiczny w obrazowaniu metodą MSCT sprawia, że obecnie technika ta może być uznana za najlepiej spełniającą kryteria nieinwazyjnej oceny morfologii tętnic wieńcowych [28]. Dokładność MSCT w wykrywaniu hemodynamicznie istotnych zwężeń jest przedmiotem intensywnych badań. W tab. 5. zestawiono czułość i swoistość badań wykonanych za pomocą trzech typów urządzeń MSCT.

Jak wynika z tabeli, wcześniejsze doniesienia wykazywały obiecujące możliwości TK w nieinwazyjnej ocenie zwężeń tętnic wieńcowych, o czym świadczą wysoka czułość i swoistość. Należy jednak pamiętać, że wskaźniki te obliczono na podstawie segmentów nadających się do oceny. Ze względu na niewystarczającą jakość obrazu, z analizy wykluczano od 6 do 17% segmentów, a ponadto oceniano jedynie segmenty o średnicy  $>2$  mm. O wyższości aparatów 64-warstwowych świadczy fakt, że możliwa jest ocena wszystkich seg-

mentów. Leschka i wsp. ocenili dokładność diagnostyczną aparatu z uwzględnieniem wszystkich analizowanych segmentów naczyń (o średnicy  $\geq 1,5$  mm), uzyskując czułość 94% i swoistość 97% [14]. Badanie Molleta i wsp. wyróżnia się tym, że dokładność diagnostyczną aparatów 64-warstwowych analizowano pod kątem oceny segmentów, oceny całych naczyń oraz oceny pacjentów. W badaniu tym w grupie 52 osób prawidłowo zidentyfikowano wszystkie, z wyjątkiem jednej osoby bez istotnych zwężeń w tętnicach wieńcowych. Ponadto prawidłowo zdiagnozowano wszystkie osoby z istotną hemodynamicznie chorobą wieńcową, przy czym w badaniu MSCT pominięto jedno zwężenie. Uzyskano również wysoką zgodność między koronarografią nieinwazyjną a inwazyjną w klasyfikowaniu osób bez zwężeń, z chorobą 1-, 2- i 3-naczyniową [35]. Również Raff i wsp. zastosowali podobną analizę w grupie 70 osób i uzyskali następującą czułość i swoistość: 95% i 86% w ocenie segmentów (uwzględniono wszystkie segmenty, w tym o średnicy  $<1,5$  mm), 92 i 91% w ocenie całych naczyń oraz 90 i 95% w ocenie poszczególnych pacjentów [36].

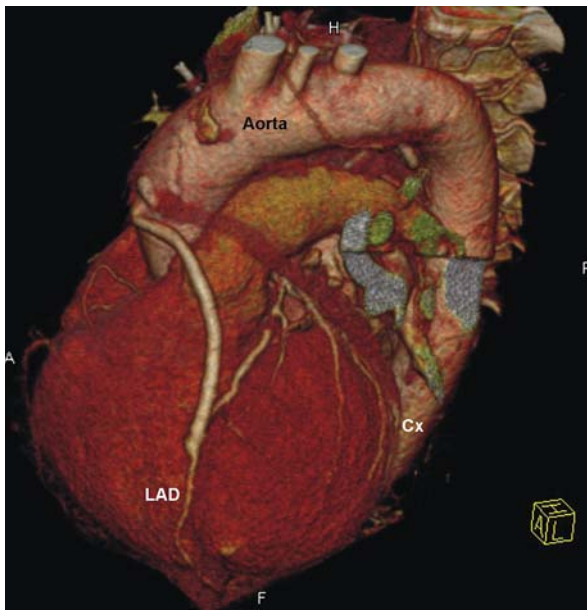
Nieinwazyjna charakterystyka blaszki miażdżycowej jest jednym z aktualniejszych problemów w kardiologii [37]. Ma to szczególne znaczenie u pacjentów z ostrymi zespołami wieńcowymi, u których Leber i wsp. wykazali częstsze występowanie blaszek miękkich w porównaniu z chorymi ze stabilną dusznicą bolesną [38]. Ponadto we wstępnym doniesieniu Schroeder i wsp. w grupie 68 cho-



**Ryc. 5.** Tętniak w proksymalnym odcinku LAD (zaznaczono strzałką). A – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, B – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja MIP, C – angiografia klasyczna

Skróty: jak w ryc. 1. i 4.

**Fig. 5.** Aneurysm in proximal LAD (arrow). A - 16-slice CT using 3D VRT, B - 16-slice CT using MIP, C - conventional coronary angiography  
Abbreviations: as in fig. 1 and 4



**Ryc. 6.** Rekonstrukcja 3D VRT 64-warstwowa MSCT, widoczny drożny pomost żylny do LAD i wykrzepiony pomost żylny do Cx

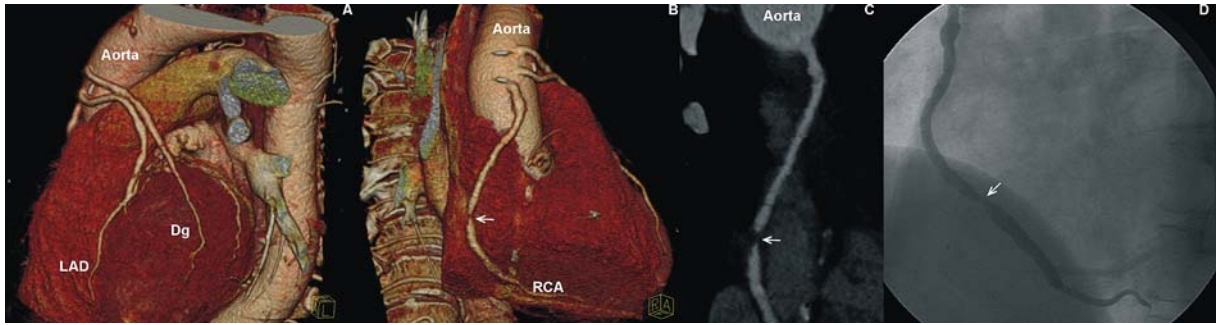
Skróty: jak w ryc. 1.

**Fig. 6.** 64-slice CT using 3D VRT showing patent venous bypass graft to LAD and thrombosis of bypass graft to Cx  
Abbreviations: as in fig. 1

rych z klinicznym podejrzeniem choroby wieńcowej i obecnością czynników ryzyka sercowo-naczyniowego, obok zmian uwapnionych (55%) wykazali również blaszki miękkie (45%), natomiast 10% chorych bez zwapnień miało blaszki miękkie [39]. Pierwsze badania z użyciem 16-warstwowego MSCT do oceny gęstości blaszek miażdżycowych przyniosły obiecujące wyniki. W bada-

niach *ex vivo* Schroeder i wsp. wykazali przydatność tej metody w nieinwazyjnej wizualizacji procesu miażdżycowego na podstawie pomiaru współczynnika pochłaniania promieniowania w odniesieniu do oceny histopatologicznej [40]. Niemniej jednak dalsza klasyfikacja blaszek miękkich (bogato lipidowa czy zwłóknienie) nie była możliwa, ze względu na zbyt małą liczbę badanych zmian. W kolejnym badaniu Schroeder i wsp. stwierdzili, że średni współczynnik pochłaniania promieniowania w przypadku zmian miażdżycowych histopatologicznie klasyfikowanych jako bogato lipidowe (typ III/IV wg Stary'ego) wynosi  $42 \pm 22$  jednostek Hounsfielda (HU),  $70 \pm 21$  HU dla zmian mieszanych (typ V) oraz  $715 \pm 328$  HU dla zmian uwapnionych (typ VII) [41].

Kolejne badania z zastosowaniem skanera 64-warstwowego wykazują bardzo dobre wyniki w nieinwazyjnym różnicowaniu blaszki miażdżycowej w proksymalnych odcinkach tętnic wieńcowych. Leber i wsp. wykonali badanie MSCT i ultrasonografię śródwieńcową w grupie 20 osób, analizując naczynia wieńcowe bez istotnych zwężeń (>50%) [42]. W naczyniach podzielonych na 3-milimetrowe odcinki wykryto 54 z 65 (83%) odcinków zawierających blaszkę miękką, 50 z 53 (94%) odcinków zawierających blaszkę mieszaną oraz 41 z 43 (95%) zawierających blaszkę uwapnioną. W 192 spośród 204 (94%) odcinków prawidłowo wykluczono obecność blaszki. Ponadto, co do tej pory było niemożliwe, uwidoczniono 7 z 10 (70%) odcinków naczyń wieńcowych zawierających rdzeń lipidowy oraz 27 z 30 (90%) odcinków zawierających rozsiane zwapnienia. Jest to więc pierwsze badanie, wskazujące na możliwość identyfikacji blaszki wysokiego ryzyka. Można się spodziewać, że dalsze badania z zastosowaniem skanera 64-warstwowego przyniosą potwierdzenie tych wyników.

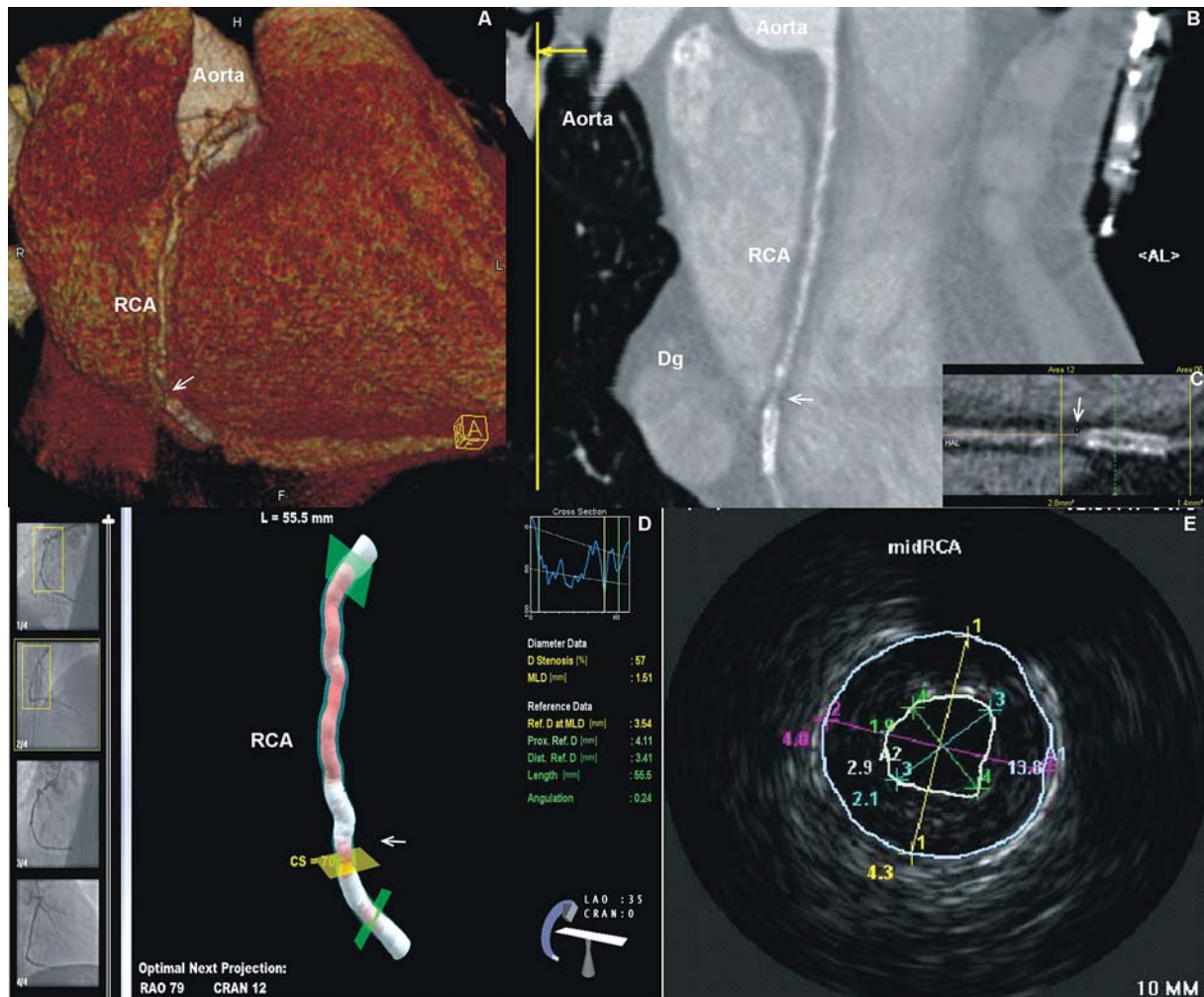


**Ryc. 7.** Kontrola 2 lata po CABG. Widoczny drożny pomost do LAD, Dg i zwężony do RCA (zaznaczono strzałką). A, B – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, C – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR, D – angiografia klasyczna

CABG – wszczepienie pomostów naczyniowych, Dg – gałąź diagonalna, pozostałe skróty: jak w ryc. 1. i 4.

**Fig. 7.** Two years after CABG, patent bypass graft to LAD and Dg, stenosis in bypass graft to RCA (arrow). A, B - 64-slice CT using 3D VRT, C - 64-slice CT using CPR, D - conventional coronary angiography

CABG - coronary artery bypass graft, Dg - diagonal branch, other abbreviations: as in fig. 1 and 4



**Ryc. 8.** Restenoza przed stentem w RCA (zaznaczona strzałką). A – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, B – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR, C – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR (widoczne światło stentu), D – rekonstrukcja 3D w koronarografii, E – wewnątrznaczyniowa ultrasonografia ICUS RCA – prawa tętnica wieńcowa, ICUS – ultrasonografia śródnacieńcowa, pozostałe skróty – jak w ryc. 1. i 4.

**Fig. 8.** Restenosis proximally to the stent in RCA (arrow). A - 64-slice CT using 3D VRT, B - 64-slice CT using CPR, C - 64-slice CT using CPR showing stent lumen, D - coronary angiography with 3D reconstruction, E - intracoronary ultrasound

RCA - right coronary artery, ICUS - intracoronary ultrasound, other abbreviations: as in fig. 1 and 4

**Tabela 5.** Wykrywanie hemodynamicznie istotnych zwężeń w tętnicach wieńcowych przy zastosowaniu aparatów MSCT różnej generacji**Table 5.** Detection of significant coronary stenosis using three MSCT scanners

Autor	Liczba chorych	Czułość (%)	Swoistość (%)
<b>4-MSCT</b>			
Kopp [29]	102	86	93
Achenbach [25]	64	91	84
Becker [4]	48	82	97
Nieman [24]	31	91	97
Knez [30]	44	78	98
Nieman [31]	53	82	93
Pasowicz [32]	90	84	81
<b>16-MSCT</b>			
Kuettner [33]	60	72/98*	97/98*
Ropers [27]	77	73/92**	92/90**
Nieman [9]	59	95***	86***
Hoffmann [34]	33	63/82#	96/93#
Pasowicz (habilitacja)	65	89/100##	97/100##
<b>64-MSCT</b>			
Leber ### [11]	59	<50-79 >50-73 >75-80	<50-97 >50-7 >75-97
Leschka [14]	67	94	97
Mollet [35]	52	99	95

\* dane dla chorych z CS < 1000, \*\* dane dla chorych z HR < 60, \*\*\* tylko naczynia o średnicy > 2 mm, # tylko proksymalne segmenty, ## dla pnia lewej tętnicy wieńcowej, ### z uwzględnieniem zmian w dystalnych odcinkach

Od 2000 r. wszczepiane pomosty oceniane są przy użyciu MSCT. W wielu badaniach uzyskano wyższą czułość i swoistość w ocenie przeszczepów żylnych niż w przypadku oceny tętnic natywnych (czułość metody wg różnych autorów wynosi od 92 do 100%, a swoistość od 95 do 100%). W tab. 6. zestawiono wyniki oceny pomostów aortalno-wieńcowych przy użyciu 16-warstwowych skanerów TK.

Jednakże zadaniem nieinwazyjnego obrazowania pomostów aortalno-wieńcowych nie jest jedynie stwierdzenie ich drożności lub niedrożności, lecz klinicznie istotna kompleksowa czynnościowa ocena przepływu krwi w pomostach, wykrycie zwężeń w pomostach oraz uwidocznienie zespoleń dystalnych. Badania nad dokładnością MSCT w tym zakresie są jak dotąd nieliczne, a wyniki umiarkowane. Niemniej jednak Chiurlia i wsp. uzyskał czułość 96% i swoistość 100% w wykrywaniu istotnych zwężeń w pomostach, w tym zwężenia w rejonie zespoleń dystalnego [50]. Generalnie pomosty aortalno-wieńcowe, jako struktury o większej średnicy światła i mniejszej podatności na zwężenia utrudnia-

jące obrazowanie, doskonale nadają się do oceny diagnostycznej metodą MSCT. Należy oczekiwać, że postęp technologiczny w tej dziedzinie i szersze zastosowanie skanerów 64-warstwowych z możliwością dokładnej oceny zwężeń i dystalnych zespoleń przełożą się na poprawę uzyskiwanych wyników.

Powszechnie stosowaną metodą leczenia zwężeń tętnic wieńcowych w kardiologii interwencyjnej jest implantacja stentu. Pomimo stosowania nowych technik stentowania, częstość restenozy wynosi od 6 do 16% w ciągu 1. roku po zabiegu [51], a może nawet występować w 22-40% stentowanych tętnic [52]. Klasyyczna koronarografia jest nadal uważana za złoty standard, lecz możliwość nieinwazyjnej weryfikacji stanu stentów po ich implantacji istotnie zwiększa zakres stosowania MSCT. Pierwsze badania za pomocą skanerów 4-warstwowych wykazały wprawdzie trudności z uwidocznieniem stentów ze względu na zwężenia, wysoką częstość rytmu serca i niemożność wstrzymania oddechu przez co najmniej 30 s [53, 54], niemniej jednak prawidłowo rozróżniano niedrożność stentów [24, 44, 55], choć bez uwidocznienia wnętrza stentu. Zastosowanie aparatów 16-warstwowych pozwoliło na poprawę wyników. W badaniu z zastosowaniem fantomów porównujących skanery 4- i 16-warstwowe, Maintz i wsp. wykazali użyteczność aparatów nowszej generacji w uwidocznieniu światła stentu i wykrywaniu restenozy wewnątrz stentu [56]. Gilard i wsp. oceniali drożność stentów implantowanych do pnia lewej tętnicy wieńcowej (minimalna średnica światła naczynia 3,2±0,9 mm w badaniu koronarograficznym), wykazując w ocenie restenozy w stencie czułość 100%, swoistość 92%, dodatnią i ujemną wartość predykcyjną odpowiednio 100 i 92% [52]. Mahnken i wsp. [57] oraz Schuijff i wsp. [58] podkreślają, że w ocenie stentów metodą MSCT istotne znaczenie dla obrazowania wnętrza stentu ma jego rozmiar i konstrukcja oraz materiał, z którego wykonany jest stent. Podobne wyniki uzyskiwano również w badaniach własnych.

Zastosowanie skanerów 64-warstwowych przynosi obiecujące wyniki. Maintz i wsp. testowali *in vitro* obrazowanie różnych stentów z zastosowaniem czterech metod rekonstrukcji obrazu w odniesieniu do wizualizacji światła, pochłaniania promieniowania w świetle naczynia oraz szumów [59]. Analizowano 68 stentów (57 ze stali nierdzewnej, 4 kobaltowo-chromowe, 1 ze stopu kobaltu, 2 z nitinolu oraz 4 z tantalu), które umieszczono w fantomie tętnicy wieńcowej (średnica naczynia 3 mm, pochłanianie promieniowania wewnątrz naczynia 250 HU). Stosowano standardowe parametry akwizycji obrazów (kolimacja 2 x 32 x 0,6; skok spirali 0,24, 680 mAs, 120 kV, czas rotacji 0,37 s) oraz 4 zadania rekonstrukcyjne ze zróżnicowanym filtrem (kernel) i grubością warstwy (1. miękki: 0,6 mm; 2. miękki: 0,75 mm; 3. średni: 0,6 oraz 4. ostry: 0,6). Filtr (ker-



nel) wysokiej rozdzielczości pozwalał na znamienne poprawę uwidocznienia światła ( $57 \pm 10\%$ ) i bardziej realistyczne odzwierciedlenie współczynnika pochłaniania promieniowania w świetle ( $222 \pm 66$  HU) kosztem zwiększenia szumów ( $15,3 \pm 3,7$  HU). Wykazano, że 64-warstwowa MSCT oraz filtr (kernel) wysokiej rozdzielczości umożliwiają uwidocznienie ponad 50% średnicy większości stentów. Spośród 68 analizowanych stentów jedynie w przypadku 10 nie uwidoczniło światła powyżej 50%.

W najnowszym badaniu Seifarth i wsp. porównywali skanery 16- i 64-warstwowe w obrazowaniu stentów i wykrywaniu stenozы wewnątrz stentów, również przy użyciu fantomów [60]. Oceniano 15 różnych stentów pod kątem  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  oraz  $90^\circ$  w stosunku do osi z. Autorzy wykazali, że w przypadku zastosowania aparatów 64-warstwowych uzyskano znamiennej redukcję artefaktu, powodującego sztuczne zwężenie światła (ang. *artificial lumen narrowing* – w zależności od kąta  $39,1\%$ ,  $37,3\%$  oraz  $36\%$ ). Również różnice pochłaniania promieniowania w segmentach stentowanych w stosunku do segmentów niestentowanych były znacznie niższe. Średni współczynnik wizualizacji był znacznie wyższy dla aparatów najnowszej generacji. Konieczna jest kontynuacja badań w celu dokładniejszego określenia parametrów stentów, pozwalających na wiarygodne wykrywanie restenozы.

### Przyszłość tomografii komputerowej

W żadnej dziedzinie nie da się zahamować postępu technologicznego. Istniejące dzisiaj problemy i ograniczenia jak zawsze dają impuls do dalszych poszukiwań i wprowadzania innowacji. W przypadku MSCT możliwych jest kilka kierunków. Jednym z nich jest zwiększenie liczby detektorów w postępie geometrycznym do 256. Badania takie prowadzi np. *Toshiba Medical Systems*. Wyniki wstępnych badań wskazują na możliwość uwidocznienia drzewa wieńcowego, kurczliwości oraz wzmocnienia kontrastowego mięśnia sercowego w ciągu 1 s przy równoczesnym obniżeniu dawki promieniowania [61, 62]. Inną opinię prezentują Schoepf i wsp. [28]. Ich zdaniem, badania powinny się skupiać na takich obszarach, jak dalsza redukcja czasu rotacji do poniżej 0,4 s, ulepszenie cech detektorów, zmniejszenie obciążenia mechanicznego wewnątrz gantry oraz dalszy rozwój TK *cone beam*. Szybsze skanowanie będzie możliwe dzięki zastosowaniu płaskich detektorów, które przyniosły obiecujące wyniki w radiografii cyfrowej. Z kolei dzięki zastosowaniu skanerów *cone beam*, uzyskiwane obrazy będą miały bardzo wysoką rozdzielczość. Pozwoli to na wykonywanie badań radiograficznych, fluoroskopowych i tomograficznych przez jeden aparat, stwarzając nieograniczone możliwości diagnostyczne. Możliwa będzie wizualizacja głównych naczyń wieńcowych oraz ich mniejszych odgałęzień, wykrywanie i ocena zwężeń z możliwością wykrycia zmian światła

**Tabela 6.** Porównanie wyników oceny drożności pomostów aortalno-wieńcowych  
**Table 6.** Patency assessment of coronary artery bypass grafts

Autor	Liczba pomostów (żylny/tętniczy)	Czułość (%)	Swoistość (%)
Ropers [43]	124	95	98
Pasowicz [44]	187 (166/21)	92	95
Burgstahler [45]	21 (14/7)	86	100
Rossi [46]	127	100	100
Yoo [47]	125 (83/42)	98	100
Schlosser [48]	131 (91/40)	96	95
Martuscelli [49]	285	97	100
Chiurlia [50]	166	100	100
Pasowicz (habilitacja)	130 (107/23)	100	100

naczynia w granicach 10–20%, zastosowanie zaawansowanych algorytmów rekonstrukcji serca w celu poprawy jakości obrazowania zwapnień i stentów, uwidocznienie całej anatomii naczyń wieńcowych w czasie jednej fazy pracy serca bez ruchu stołu oraz kompleksowe obrazowanie morfologii i czynności metabolicznej serca w jednym badaniu (dzięki wykorzystaniu skanerów hybrydowych łączących najnowszą technologię wielorządowej TK z kamerą PET) [28].

Pod koniec 2005 r. w Nowym Jorku odbyła się światowa premiera zupełnie nowego aparatu, wyposażonego w dwie lampy rentgenowskie i dwa detektory, tzw. Dual Source CT (Siemens SOMATOM Definition), otwierającego nową erę w diagnostyce obrazowej. Cechą nowych skanerów (DSCT) jest niespotykana dotąd jakość obrazu i poziom uwidocznienia najdrobniejszych szczegółów anatomicznych, obniżenie dawki promieniowania aż o 50%, co do tej pory uważano za jedną z głównych wad MSCT oraz wzrost szybkości obrazowania (akwizycja obrazów w czasie poniżej 6 s). Niezwykle ważne z klinicznego punktu widzenia jest uniezależnienie się od częstości akcji serca badanego pacjenta. Dzięki zastosowaniu DSCT z rozdzielczością czasową 83 ms, badanie można wykonać bez wcześniejszego podania  $\beta$ -blokerów, a uzyskiwane obrazy nie mają artefaktów ruchowych. We wstępnych badaniach, przeprowadzonych przez Achenbacha i wsp., u 14 osób ze średnią częstością akcji serca 71 uderzeń na minutę (od 56 do 90), spośród 226 segmentów tętnic wieńcowych uwidoczniło 222 (98%) bez artefaktów ruchowych [63]. Ponadto skanery DSCT umożliwiają dokładny pomiar stopnia zwężenia naczyń, obrazowanie blaszki miażdżycowej i stentów, badanie perfuzji spoczynkowej i stymulowanej farmakologicznie oraz żywotności mięśnia serca. Technologia DSCT, dzięki średnicy gantry 78 cm oraz zakresowi skanowania do 200 cm, umożliwia akwizycję obrazów o wyjątkowej jakości diagnostycznej w trakcie jednego skano-

wania u osób wysokich i otyłych. Ponadto takie pojedyncze skanowanie pozwala na uzyskanie w jednym czasie całkowicie odmiennych informacji, np. na temat morfologii kości i naczyń, oraz budowy blaszki miażdżycowej czy też charakterystyki guzów w onkologii. Skaner SOMATOM Definition uzyskał akceptację *Food and Drug Administration* we wrześniu 2005 r.: pierwszy aparat pracuje na uniwersytecie w Erlangen w Niemczech, a w 2006 r. planowane są kolejne instalacje: w Niemczech (Monachium) oraz w USA (Mayo Clinic w Rochester, Cleveland i Nowym Jorku). Niedługo można się spodziewać publikacji kolejnych wyników badań z zastosowaniem tej nowej technologii tomografii komputerowej.

### Piśmiennictwo

- Ohnesorge B, Becker C, Flohr T i wsp. Multislice CT in cardiac imaging: technical principles, clinical application and future developments. Springer-Verlag, Berlin 2002.
- Flohr T, Ohnesorge B. Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for electrocardiogram-gated multislice spiral CT of the heart. *J Comput Assist Tomogr* 2001; 25: 907-923.
- Ohnesorge B, Flohr T, Becker C i wsp. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000; 217: 564-571.
- Becker CR, Ohnesorge BM, Schoepf UJ i wsp. Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT. *Eur J Radiol* 2000; 36: 97-103.
- Hu H, He HD, Foley WD i wsp. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215: 55-62.
- Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K i wsp. New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo* 2002; 174: 1022-1027.
- Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H i wsp. New technical developments in multislice CT-Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Rofo* 2002; 174: 839-845.
- Flohr TG, Schoepf UJ, Kuettnner A i wsp. Advances in cardiac imaging with 16-section CT systems. *Acad Radiol* 2003; 10: 386-401.
- Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA i wsp. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2002; 106: 2051-2054.
- Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B i wsp. Virtual coronary angiography using multislice computed tomography. *Heart* 2002; 87: 205-209.
- 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: 147-154.
- Schoenhagen P, Halliburton SS, Stillman AE i wsp. Noninvasive imaging of coronary arteries: current and future role of multi-detector row CT. *Radiology* 2004; 232: 7-17.
- Lepor NE, Madyoon H, Friede G. The emerging use of 16- and 64-slice computed tomography coronary angiography in clinical cardiovascular practice. *Rev Cardiovasc Med* 2005; 6: 47-53.
- Leschka S, Alkadhi H, Plass A i wsp. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 2005; 26: 1482-1487.
- Weinreb JC, Larson PA, Woodard PK i wsp. American College of Radiology clinical statement on noninvasive cardiac imaging. *Radiology* 2005; 235: 723-727.
- Budoff MJ, Cohen MC, Garcia MJ i wsp. ACCF/AHA clinical competence statement on cardiac imaging with computed tomography and magnetic resonance: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 383-402.
- Schussler JM, Dockery WD, Moore TR i wsp. Computed tomographic coronary angiography: experience at Baylor University Medical Center/Baylor Jack and Jane Hamilton Heart and Vascular Hospital. *Proc (Bayl Univ Med Cent)* 2005; 18: 228-233.
- Cademartiri F, Marano R, Luccichenti G i wsp. Image assessment with multislice CT coronary angiography. *Radiol Med (Torino)* 2005; 109: 198-207.
- 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: 549-552.
- Hoffmann MH, Shi H, Schmitz BL i wsp. Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography. *JAMA* 2005; 293: 2471-2478.
- Lim MC, Wong TW, Yaneza LO i wsp. Non-invasive detection of significant coronary artery disease with multi-section computed tomography angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Clin Radiol* 2006; 61: 174-180.
- 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.
- 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: 128-132.
- Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ i wsp. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet* 2001; 357: 599-603.
- 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.
- Becker CR, Knez A, Leber A i wsp. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26: 750-755.
- 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.
- Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM i wsp. CT of Coronary Artery Disease. *Radiology* 2004; 232: 18-37.
- Kopp AF, Schroeder S, Kuettnner A i wsp. Multidetector-row CT for noninvasive coronary angiography: results in 102 patients. *Radiology* 2000; 217 (P): 375.
- Knez A, Becker CR, Leber A i wsp. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 2001; 88: 1191-1194.
- Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ i wsp. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2002; 89: 913-918.
- Pasowicz M, Klimczek P, Przewlocki T i wsp. Estimation of coronary artery stenosis with retrospective electrocardiogram-gated multislice CT. *Eur Heart J* 2002; 23: 131, A788.
- Kuettnner 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: 1230-1237.
- 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: 2638-2643.
- 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: 2318-2323.
- 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: 552-557.
- Becker CR, Nikolaou K, Muders M i wsp. Ex vivo coronary atherosclerotic plaque characterization with multi-detector-row CT. *Eur Radiol* 2003; 13: 2094-2098.
- Leber AW, Knez A, White CW i wsp. Composition of coronary atherosclerotic plaques in patients with acute myocardial infarction and stable angina pectoris determined by contrast-enhanced multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2003; 91: 714-718.
- Schroeder S, Kuettnner A, Kopp AF i wsp. Noninvasive evaluation of the prevalence of noncalcified atherosclerotic plaques by multi-slice detector computed tomography: results of a pilot study. *Int J Cardiol* 2003; 92: 151-155.

40. Schroeder S, Kuettner A, Wojak T i wsp. Non-invasive evaluation of atherosclerosis with contrast enhanced 16 slice spiral computed tomography: results of ex vivo investigations. *Heart* 2004; 90: 1471-1475.
41. 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.
42. Leber AW, Becker A, Knez A i wsp. Accuracy of 64-slice computed tomography to classify and quantify plaque volumes in the proximal coronary system: a comparative study using intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47: 672-677.
43. Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E i wsp. Investigation of aortocoronary artery bypass grafts by multislice spiral computed tomography with electrocardiographic-gated image reconstruction. *Am J Cardiol* 2001; 88: 792-795.
44. Pasowicz M, Klimeczek P, Przewlocki T i wsp. [Evaluation of patency of coronary artery bypass grafts and stents using multislice spiral computed tomography in comparison with angiography]. *Przegl Lek* 2002; 59: 616-619.
45. Burgstahler C, Kuettner A, Kopp AF i wsp. Non-invasive evaluation of coronary artery bypass grafts using multi-slice computed tomography: initial clinical experience. *Int J Cardiol* 2003; 90: 275-280.
46. Rossi R, Chiurlia E, Ratti C i wsp. Noninvasive assessment of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Ital Heart J* 2004; 5: 36-41.
47. Yoo KJ, Choi D, Choi BW i wsp. The comparison of the graft patency after coronary artery bypass grafting using coronary angiography and multi-slice computed tomography. *Eur J Cardiothorac Surg* 2003; 24: 86-91.
48. 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: 1224-1229.
49. 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: 3234-3238.
50. Chiurlia E, Menozzi M, Ratti C i wsp. Follow-up of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005; 95: 1094-1097.
51. Cutlip DE, Chauhan MS, Baim DS i wsp. Clinical restenosis after coronary stenting: perspectives from multicenter clinical trials. *J Am Coll Cardiol* 2002; 40: 2082-2089.
52. Gilard M, Cornily JC, Rioufol G i wsp. Noninvasive assessment of left main coronary stent patency with 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005; 95: 110-112.
53. Maintz D, Grude M, Fallenberg EM i wsp. Assessment of coronary arterial stents by multislice-CT angiography. *Acta Radiol* 2003; 44: 597-603.
54. Mahnken AH, Wildberger JE, Sinha AM i wsp. Value of 3D-volume rendering in the assessment of coronary arteries with retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Acta Radiol* 2003; 44: 302-309.
55. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ i wsp. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002; 88: 470-474.
56. Maintz D, Seifarth H, Flohr T i wsp. Improved coronary artery stent visualization and in-stent stenosis detection using 16-slice computed-tomography and dedicated image reconstruction technique. *Invest Radiol* 2003; 38: 790-795.
57. Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE i wsp. Coronary artery stents in multislice computed tomography: in vitro artifact evaluation. *Invest Radiol* 2004; 39: 27-33.
58. Schuijff JD, Bax JJ, Jukema JW i wsp. Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2004; 94: 427-430.
59. Maintz D, Seifarth H, Raupach R i wsp. 64-slice multidetector coronary CT angiography: in vitro evaluation of 68 different stents. *Eur Radiol* 2006; 16: 818-826.
60. Seifarth H, Ozgun M, Raupach R i wsp. 64-Versus 16-slice CT angiography for coronary artery stent assessment: in vitro experience. *Invest Radiol* 2006; 41: 22-27.
61. Mori S, Endo M, Tsunoo T i wsp. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med Phys* 2004; 31: 1348-1356.
62. Kondo C, Mori S, Endo M i wsp. Real-time volumetric imaging of human heart without electrocardiographic gating by 256-detector row computed tomography: initial experience. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29: 694-698.
63. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A i wsp. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography - Initial experience. *Eur J Radiol* 2006; 57: 331-335.