

DOROTA KULAWIAK-GAŁĄSKA¹, RAFAŁ GAŁĄSKA², JOANNA PIEŃKOWSKA³,
JAGODA FIJAŁKOWSKA³, EDYTA SZUROWSKA³

ZASTOSOWANIE TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ W DIAGNOSTYCE CHORÓB SERCA

APPLICATION OF COMPUTED TOMOGRAPHY IN THE DIAGNOSTIC OF CARDIAC DISEASES

¹Zakład Radiologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego
kierownik: prof. dr hab. med. Michał Studniarek

²I Katedra i Klinika Kardiologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego
kierownik: prof. dr hab. med. Andrzej Rynkiewicz

³II Zakład Radiologii Gdańskiego Uniwersytetu Medycznego
kierownik: dr hab. med. Edyta Szurowska

Szybki rozwój technologiczny wielorzędowej tomografii komputerowej (TK) sprawił, że stała się ona jednym z rutynowych narzędzi stosowanych w diagnostyce kardiologicznej. W ostatnich latach uzyskano znaczną poprawę jakości obrazowania serca – narządu szczególnie trudnego do wizualizacji ze względu na ciągły ruch (*moving object*). Artykuł przedstawia podstawowe informacje na temat obecnych zastosowań TK w diagnostyce chorób serca z jej ograniczeniami, sposobu przygotowania pacjenta i przebiegu badania. Informacje te są ważne ze względu na właściwą kwalifikację chorego do badania i interpretację otrzymanych wyników.

W ciągu ostatnich 10 lat obserwujemy szybki rozwój wielorzędowej tomografii komputerowej, który doprowadził do rutynowego wykorzystania tej techniki w kardiologii. Badanie serca a w szczególności tętnic wieńcowych wymaga zastosowania tomografu o wystarczającej rozdzielczości czasowej oraz przestrzennej. Obecnie uważa się, że wymagania takie są spełnione przez tomograf z 64 i więcej rzędowy. Wraz z rozwojem techniki obrazowania rentgenowskiego i pojawieniem się 64-rzędowych tomografów komputerowych, znacznie poprawiła się jakość uzyskiwanych obrazów tętnic wieńcowych. Znaczna poprawa rozdzielczości przestrzennej oraz czasowej zwiększyła w istotnym stopniu wartość badania TK w diagnostyce stabilnej choroby wieńcowej (CAD – *coronary artery disease*) i umożliwia, przy odpowiednim doświadczeniu ośrodka, uzyskanie diagnostycznej jakości obrazów w przynajmniej 95% przypadków. Obecnie badanie tomografii komputerowej w diagnostyce stabilnej CAD wykorzystywane jest do oceny rozległości zwapnień w tętnicach wieńcowych (CCA – *coronary calcium score*), oceny perfuzji

i funkcji mięśnia serca oraz przede wszystkim do nieinwazyjnej oceny rozległości zmian miażdżycowych w tętnicach wieńcowych wraz z ilościową oceną stopnia zwężenia światła tętnicy. Badanie to odgrywa istotną rolę w diagnostyce różnicowej u pacjentów z ostrym bólem w klatce piersiowej, a także coraz częściej jest stosowane w ocenie funkcji protez zastawkowych przy niejednoznacznym wyniku badania echokardiograficznego.

PRZYGOTOWANIE PACJENTA I PRZEBIEG BADANIA

Kluczowe znaczenie dla jakości obrazu uzyskiwanego w tomografii komputerowej serca ma miarowa, dość wolna akcja serca. Pacjent powinien współpracować i wstrzymać oddech na około 10-15 sekund podczas akwizycji obrazów. Typowe przygotowanie pacjenta obejmuje założenie dostępu żylnego w postaci wenflonu o rozmiarze przynajmniej 18G. W zależności od szybkości akcji serca przed badaniem, pacjent otrzymuje beta-bloker dożylnie, aby utrzymać częstość serca w pożądanym zakresie – zwykle poniżej 65/min. Często stosowana jest także nitrogliceryna w postaci podjęzykowej w celu uzyskania maksymalnej wazodylatacji tętnic wieńcowych podczas badania.

Serce stosunkowo najmniej porusza się w obrębie klatki piersiowej w trakcie rozkurczu, a zwłaszcza w jego środkowej i końcowej fazie. Zwolnienie akcji serca relatywnie bardziej wpływa na wydłużenie fazy rozkurczu, dzięki czemu tętnice przez dłuższy okres czasu pozostają względnie nieruchome. Zwykle optymalne obrazy prawej i lewej tętnicy wieńcowej uzyskujemy w różnych fazach cyklu serca. W przypadku prawej tętnicy wieńcowej jest to około 40% fazy cyklu a w przypadku lewej tętnicy wieńcowej 60-70%.

ROZDZIELCZOŚĆ CZASOWA

Rozdzielczość czasowa określona jest przez minimalny przedział czasu, który w trakcie badania umożliwia rozróżnienie dwóch zdarzeń jako oddzielne. Podczas badania TK na parametr ten najbardziej wpływa czas obrotu lampy tomografu. W zależności od producenta i modelu tomografu czas ten wynosi pomiędzy 280 a 400 ms. Ze względu na powstające w trakcie szybkiego obrotu lampy przeciążenia, nie ma technicznej możliwości dalszego, istotnego skrócenia tego czasu. Ze względu na stosowane metody rekonstrukcji do uzyskania obrazu jednej warstwy wystarczy w przypadku tomografów jednoźródłowych pół obrotu lampy, a w przypadku aparatów dwuźródłowych – jedna czwarta obrotu, co skraca czas akwizycji jednej warstwy, a tym samym rozdzielczość czasową aparatu do 70-100 ms. Dla porównania podczas tradycyjnej koronarografii można uzyskać rozdzielczość czasową na poziomie 33 ms, co odpowiada rejestracji obrazu z szybkością 30 klatek na sekundę.

ROZDZIELCZOŚĆ PRZESTRZENNA

Każdy obraz uzyskiwany w tomografii komputerowej można zrekonstruować w trzech płaszczyznach x, y, z. Każda rejestrowana warstwa rekonstruowana jest dla wymiarów x, y na matrycy o wielkości zwykle 512×512 pikseli. Jeżeli zakres skanowania wynosi 26 cm, to dla

wymiarów x, y uzyskujemy rozdzielczość 0,5 mm (26 cm/512). Rozdzielczość w wymiarze z zależy od gęstości ułożenia warstw detektorów tomografu. Obecnie ze względu na wielkość detektorów nie udaje się ich ułożyć gęściej niż co 0,6 mm, co ogranicza minimalną objętość jednego voxela w tomografii komputerowej do $0,5 \times 0,5 \times 0,6$ mm. Rozdzielczość taka nadal nie jest optymalna do wizualizacji zmian miażdżycowych w tętnicach wieńcowych. Przy średniej średnicy naczynia, wynoszącej 3 mm, na zobrazowanie jego światła przypada 6 pikseli. Dla porównania rozdzielczość przestrzenna koronarografii wynosi 0,16 mm.

STOSOWANE PROTOKOŁY BADANIA

Każde badanie serca w tomografii komputerowej jest bramkowane zapisem EKG. Do rejestracji obrazów serca w badaniu TK wykorzystuje się skanowanie retrospektywne oraz prospektywne. W skanowaniu retrospektywnym wykonuje się ciągłą rejestrację obrazu, synchronizowaną z sygnałem EKG. Zaletą tej metody jest możliwość rekonstrukcji obrazu w dowolnej fazie cyklu serca. Wadą natomiast jest wyższa dawka promieniowania RTG, którą otrzymuje pacjent. Prospektywne skanowanie odbywa się tylko w określonej, wcześniej zaprogramowanej fazie cyklu serca. Zaletą tej metody jest możliwość znacznego zmniejszenia dawki promieniowania użytej w trakcie badania.

KLINICZNE ZASTOSOWANIE TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ W DIAGNOSTYCE CHORÓB SERCA.

Ocena calcium score

Zwapnienia w tętnicach wieńcowych są specyficzne dla choroby wieńcowej i pojawiają się już we wczesnym etapie rozwoju blaszek miażdżycowych [12]. Przy pomocy badania tomografii komputerowej pośrednio można ocenić stopień zaawansowania zmian miażdżycowych w tętnicach wieńcowych poprzez ilościową ocenę zwapnień w obrębie naczyń wieńcowych (CCA) [5]. W chwili obecnej wykorzystywane są dwie metody oceny CCA: metoda opisana przez Agatston'a [2] oraz tzw. metoda wolumetryczna [6]. Metoda Agatston'a została opracowana jako narzędzie oceny ryzyka występowania choroby wieńcowej u ludzi bez objawów klinicznych. Wynik dodatni oceny CCA tą metodą jest niezależnym i addytywnym czynnikiem ryzyka rozwoju choroby wieńcowej w stosunku do oceny ryzyka przy pomocy algorytmu Framingham score [14].

W metodzie opisanej przez Agatstona do pomiaru CCA użyto techniki badania EBCT (*electron beam computed tomography*), podczas gdy zdecydowana większość obecnie dostępnych skanerów wykorzystuje technikę wielorzędową tomografii komputerowej MDCT (*multidetector computed tomography*). Porównanie wyników pomiaru CCA uzyskanych tymi metodami powinno być przeprowadzane z dużą ostrożnością. W literaturze opisywano różnice dotyczące uzyskiwanych wyników CCA, które wynosiły od 17% do 32% [3]. Zgodnie z zaleceniami AHA (American Heart Association) do pomiaru CCA wykorzystujemy technikę EBCT lub MDCT z wykorzystaniem skanera przynajmniej czterorzędowego (w przeciwieństwie do badań tetnic wieńcowych – przynajmniej 64 rzędowy). W celu ograniczenia

dawki promieniowania rentgenowskiego badanie wykonywane jest z bramkowaniem EKG z prospektywnym skanowaniem, w jednej fazie cyklu serca. Skanowanie powinno odbywać się we wczesnej lub środkowej fazie rozkurczu serca. Grubość warstwy wynosi 2,5-3 mm. Badanie CCA przeprowadza się bez dożylnego podania kontrastu. Według zaleceń AHA, u chorych objawowych z podejrzeniem CAD, badanie CCA można rozważyć (klasa zaleceń II b) w następujących scenariuszach klinicznych: u pacjentów z bólem w klatce piersiowej z ujemnym wynikiem enzymów sercowych oraz prawidłowym lub niejednoznacznym zapisem EKG oraz w celu różnicowania etiologii kardiomiopatii o niejasnej etiologii. Wynik CCA > 100 u chorych objawowych uzyskał 95% czułość i 79% specyficzność w przewidywaniu choroby wieńcowej z istotnymi hemodynamicznie zmianami w tętnicach wieńcowych. Wyniki te są porównywalne z czułością i specyficznością obciążeniowej scyntygrafii perfuzyjnej mięśnia serca. Gorsza specyficzność badania CCA jest związana z obecnością zwąpień w zmianach istotnych, jak i nieistotnych hemodynamicznie. Wynik CCA równy 0 ma bardzo wysoką ujemną wartość predykcyjną. Oznacza bardzo niskie ryzyko obecności blaszek miażdżycowych w tętnicach wieńcowych w tym także blaszek niestabilnych, bardzo niskie prawdopodobieństwo obecności istotnych hemodynamicznie zmian w tętnicach wieńcowych, a także świadczy o niskim ryzyku – na poziomie 0,1% rocznie – epizodów wieńcowych w najbliższych 2-5 latach. Wynik dodatni CCA >0 potwierdza obecność blaszki miażdżycowej w tętnicach wieńcowych. Im większy wynik CCA tym większy stopień zaawansowania miażdżycy w tętnicach wieńcowych niezależnie od wieku pacjenta. Wynik CCA >100 oznacza wysokie ryzyko epizodów wieńcowych w najbliższych 2-5 latach, które wynosi >2% rocznie. Analiza CCA poprawia ocenę ryzyka u pacjentów z umiarkowanym ryzykiem epizodów wieńcowych szacowanych na podstawie klasycznych czynników ryzyka, gdyż wnosi dodatkową niezależną wartość prognostyczną.

Rozpoznanie choroby wieńcowej

Większość badań, w których ocenia się wartość diagnostyczną TK, porównuje uzyskane wyniki z koronarografią inwazyjną – referencyjnym badaniem oceniającym morfologiczne zmiany w tętnicach wieńcowych. Analizowana jest wartość diagnostyczna TK w identyfikacji zwężeń średnicy światła naczyń większych niż 50% w porównaniu z koronarografią inwazyjną. Uzyskane wyniki oscylują w granicach odpowiednio 85-94%, 82-90%, 48-91%, 83-99%. Wartość diagnostyczna TK w identyfikacji blaszek miażdżycowych zależy od ich lokalizacji. Czulość i specyficzność badania jest wyższa dla zmian położonych proksymalnie w stosunku do zmian dystalnych i wynosi odpowiednio 93% i 95% oraz 80% i 97%. W porównaniu do koronarografii inwazyjnej z pomiarem FFR (*fractional flow reserve*), czyli referencyjnego badania oceniającego morfologię i hemodynamiczną istotność zmiany, czułość i specyficzność badania wynosi odpowiednio 79-94% oraz 40-64% [10].

Pacjenci, u których nie stwierdzono w TK obecności blaszek miażdżycowych (wskaźnik Agatston = 0) w tętnicach wieńcowych, mają niskie ryzyko zgonu z przyczyn kardiologicznych, wynoszące w dłuższej obserwacji wg doniesienia Min i wsp. 0,3% rocznie [8]. Natomiast obecność blaszek miażdżycowych w wielu tętnicach wieńcowych oraz w pniu lewej tętnicy wieńcowej wraz ze stopniem zwężenia tętnicy wnosi dodatkową wartość prognostyczną w stosunku do tradycyjnych czynników ryzyka.

Tabela I. Ryzyko choroby wieńcowej (CAD) na podstawie ilości zwapnień (CCA) w tętnicach wieńcowych

Table I. Risk of coronary artery disease (CAD) based on coronary calcium score (CCA)

CCA	Obecność miażdżycy Plaque burden	Prawdopodobieństwo CAD Probability of significant CAD	Ryzyko zdarzeń sercowo-naczyniowych Cardiovascular (CV) risk	Zalecenia Recommendation
1	brak blaszek miażdżycowych / no identifiable plaque	bardzo niskie / very low <5%	bardzo niskie / very low	uspokojenie pacjenta / reassure patient
1-10	minimalne zmiany miażdżycowe / minimal identifiable plaque burden	niskie / low <10%	niskie / low	omówienie zagadnień prewencji pierwotnej / discuss general public health guidelines for primary of CV disease
11-100	małego stopnia zmiany miażdżycowe / at least mild atherosclerotic plaque burden	istotne ryzyko obecności niewielkich zwężeń / mild or minimal coronary stenosis likely	umiarkowane / moderate	modyfikacja czynników ryzyka, ASA / risk factors modification, ASA
101-400	umiarkowane zmiany / at least moderate atherosclerotic plaque burden	wysokie ryzyko CAD / non-obstructive CAD highly likely, although obstructive disease possible	umiarkowanie wysokie / moderately high	modyfikacja czynników ryzyka, rozważyć test wysiłkowy / risk factors modification consider exercise testing
>400	rozległe zmiany miażdżycowe / extensive atherosclerotic plaque burden	wysokie ryzyko obecności istotnego zwężenia / high likelihood >90% of at least 1 significant coronary stenosis	wysokie / high	agresywna modyfikacja czynników ryzyka, test wysiłkowy / aggressive risk factors modification, exercise testing

Rumberger J., Mayo Clin Proc. 74: 243-252,1999

Diagnostyka bólu w klatce piersiowej

Diagnostyka ostrego bólu w klatce piersiowej jest bardzo częstym problemem spotykanym w izbach przyjęć. Tylko ok. 25% pacjentów ze wstępnym rozpoznaniem ostrego zespołu wieńcowego (OZW) zostaje wypisana ze szpitala z takim rozpoznaniem. Obrazowanie TK w trakcie jednego badania umożliwia diagnostykę choroby wieńcowej i jednoczesną ocenę dwóch innych przyczyn nagłego bólu klatce piersiowej: ostrego zespołu aortalnego (OZA) oraz zatorowości płucnej. Protokół ten określany jest jako *triple rule-out*. Badanie to jest szczególnie przydatne u pacjentów z umiarkowanym lub niskim ryzykiem wystąpienia OZW i mniej typowymi dla OZW objawami, które mogą sugerować OZA lub zatorowość płucną. Użyty protokół,

z oczywistych względów jest kompromisem pomiędzy protokołami używanymi do dedykowanej diagnostyki każdego z tych schorzeń. W tego typu badaniach istnieje konieczność uzyskania wysokiego stężenia kontrastu we wszystkich trzech łożyskach naczyniowych, co wymaga trójfazowego schematu podawania kontrastu. Skanowanie jest bramkowane EKG ze względu na konieczność oceny tętnic wieńcowych. W populacji z niskim ryzykiem wystąpienia ostrego zespołu wieńcowego ujemny wynik badania TK tętnic wieńcowych ma wysoką neaktywną wartość prognostyczną sięgającą 99% w wykluczeniu istotnych hemodynamicznie zwężeń w tętnicach wieńcowych [4]. W stanach zagrożenia życia, kiedy nie ma innych przesłanek klinicznych, w którą stronę ukierunkować diagnostykę, takie badanie pozwala na zaoszczędzenie znacznej ilości czasu i pozwala wyeliminować potrzebę dalszej obrazowej diagnostyki nawet u 75% chorych.

Pacjenci po zabiegach przeszłowania aortalno-wieńcowego

Ocena zobrazowanych żylnych przeszł aortalno-wieńcowych jest łatwiejsza niż ocena natywnych tętnic wieńcowych, gdyż średnica światła tych pierwszych jest generalnie większa (wynosi zwykle 3-4 mm), a ich ruchomość w trakcie cyklu serca jest mniejsza. Z drugiej strony, ocena graftów tętniczych może być utrudniona ze względu na obecność metalowych klipsów i mniejszą średnicę – około 2 mm. Na podstawie badania TK można ocenić z bardzo dużą dokładnością drożność graftu – czułość badania TK w tym zakresie wynosi 97%, a specyficzność 100% [13]. Nieco trudniejsza jest ocena zwężenia, zwłaszcza w obrębie dystalnego zespolenia. Bardzo trudna natomiast jest ocena natywnych tętnic wieńcowych u pacjentów po CABG. Ze względu na obecność dużych zwapnień i artefaktów 9% segmentów nie nadaje się do oceny. W pozostałych segmentach czułość badania wynosi 86%, a specyficzność 76% w identyfikacji istotnych zwężeń.

Pacjenci po zabiegach angioplastyki wieńcowej

Obrazowanie tętnic wieńcowych u pacjentów po implantacji stentów wieńcowych jest szczególnie utrudnione ze względu na obecność artefaktów. Średnica stentu ma duży wpływ na wiarygodność oceny. Przy średnicy stentu 3,5 mm i większej udaje się ocenić światło stentu nawet w 100% przypadków, 80% w przypadku stentów o średnicy 3 mm i 33% dla stentów mniejszych niż 3 mm [11]. Na podstawie metaanalizy badań, badających wartość diagnostyczną TK w ocenie światła stentu, stwierdzono, że w przypadku tomografu 64 rzędowego czułość badania TK w wykrywaniu restenozy przekraczającej 50% wynosi 79%, a specyficzność 81% po wyłączeniu segmentów zakwalifikowanych jako niemożliwe do oceny.

Ocena funkcji skurczowej lewej komory

Jakość obecnie uzyskiwanych obrazów serca, a w szczególności zarysu wsierdza przy pomocy tomografii komputerowej pozwala na precyzyjną ocenę frakcji wyrzutowej oraz ocenę odcinkowych zaburzeń kurczliwości. Jednak badanie TK jest rzadko stosowane wyłącznie do

tego celu ze względu na narażenie pacjenta na promieniowanie jonizujące oraz możliwe powikłanie po dożylnym podaniu środków kontrastujących. Te same parametry można zmierzyć z nielicznymi wyjątkami w badaniu echokardiograficznym. Badanie TK można wykorzystać do oceny funkcji skurczowej lewej komory przy okazji badania tętnic wieńcowych. Podczas badania można wówczas zastosować protokoły pozwalające na znaczne zmniejszenie dawki promieniowania. Wyniki frakcji wyrzutowej lewej komory uzyskane w badaniu TK bardzo dobrze korelują z wynikami uzyskanymi w badaniu rezonansu magnetycznego ($r=0,97$) [15]. Umiarkowaną korelację obserwowano w przypadku porównania z badaniem echokardiograficznym zarówno w przypadku oceny kurczliwości globalnej ($r=0,67$) jak i odcinkowej ($r=0,61$) [1].

INNE ZASTOSOWANIA TOMOGRAFII W DIAGNOSTYCE CHOROÓB SERCA

Nieprawidłowe warianty anatomiczne tętnic wieńcowych

Badanie TK jest badaniem z wyboru przy podejrzeniu wariantów anatomicznych tętnic wieńcowych. W wielu przypadkach pozwala na dokładniejszą ocenę wariantu anatomicznego niż klasyczna koronarografia. Umożliwia ocenę zarówno miejsca odejścia tętnic wieńcowych, ich przebieg z możliwością oceny przebiegu śródmięśniowego oraz wyazanie obecności ewentualnych przetok i nieprawidłowych połączeń. W przypadku odejścia tętnicy wieńcowej z przeciwległej zatoki wieńcowej możliwa jest precyzyjna ocena położenia tętnic w stosunku do aorty oraz pnia płucnego. Tętnie wieńcowe mogą wówczas przebiegać przed pniem płucnym, zaortalnie lub pomiędzy aortą a pniem płucnym. Ten ostatni wariant anatomiczny związany jest z ryzykiem wystąpienia ostrego niedokrwienia mięśnia sercowego i nagłego zgonu. W badaniu TK możliwa jest także ocena samego ujścia i stwierdzenia szczelinowego ujścia tętnicy wieńcowej lub zagięcia tętnicy pod kątem ostrym, co także może prowadzić do niedokrwienia serca.

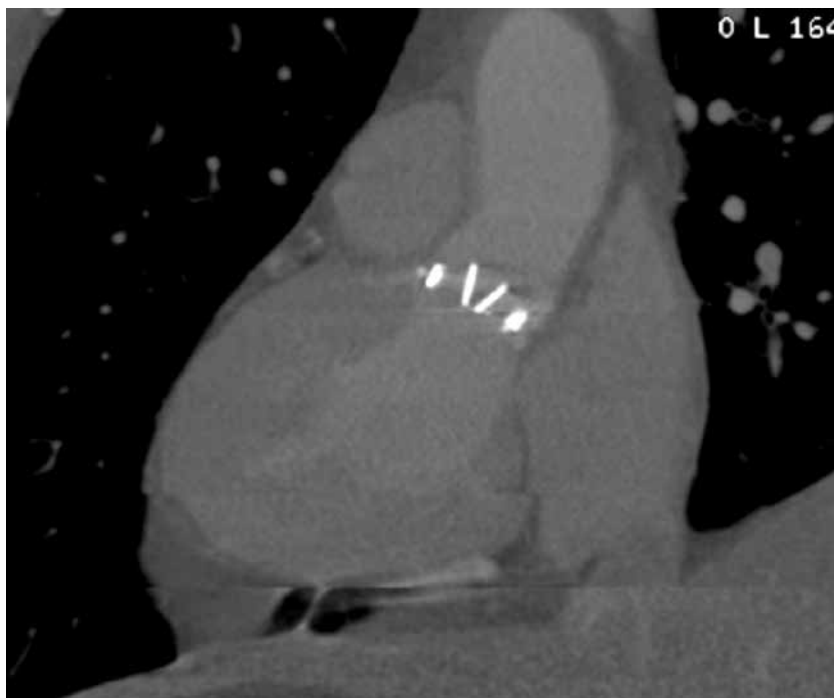
Wady zastawkowe serca

Poprawa rozdzielczości czasowej i przestrzennej w badaniach TK, poza oceną tętnic wieńcowych, umożliwia stosowanie tej techniki w diagnostyce wad zastawkowych serca. Na podstawie bezpośrednich oraz pośrednich zmian w morfologii zastawek oraz jam serca związanych z wadą można uzyskać cenne informacje przydatne w diagnostyce oraz kwalifikacji pacjenta do leczenia. U pacjentów ze zwężeniem zastawek serca poza oceną morfologii zastawek, t.j. stopniem zmian zwyrodnieniowych, grubości płatków, obecności zwapnień, możliwy jest również pomiar planimetryczny ujścia zastawki i oszacowanie istotności zwężenia. W przypadku kwalifikacji pacjentów do przeszłornej implantacji zastawki aortalnej, badanie TK ma ugruntowaną pozycję w ocenie przedoperacyjnej. Pozwala na dokładną ocenę średnicy pierścienia zastawki aortalnej, morfologii drogi wypływu lewej komory, szerokości opuszki aorty oraz odległości ujść tętnic wieńcowych od zastawki aortalnej. Znajomość tych parametrów ma kluczowe znaczenie w prawidłowym wykonaniu zabiegu. Badanie TK umożliwia także różnicowanie z podzastawkowym lub nadzastawkowym zwężeniem na podstawie stwierdzonych zmian morfologicznych. Można także poszukiwać pośrednich cech istotnej wady oceniając wymiary jam

serca i wielkich naczyń, funkcję komór serca, stwierdzając obecność ewentualnego przerostu mięśniówki komór. Przy ocenie niedomykalności bezpośrednia ocena wielkości fali zwrotnej jest niemożliwa i o obecności istotnej wady można wnioskować właśnie tylko na podstawie objawów pośrednich. Należy jednak pamiętać o uzupełniającej roli badania TK w diagnostyce wad serca w stosunku do innych metod – głównie badania echokardiograficznego. Technikę tę wykorzystujemy w wybranych przypadkach, kiedy nie można uzyskać dobrej jakości obrazów echokardiograficznych oraz kiedy nie można wykonać badania metodą rezonansu magnetycznego. Niekiedy zastawki serca oceniamy na podstawie wykonanego badania TK tętnic wieńcowych, gdy zastosowano protokół badania umożliwiający taką ocenę.

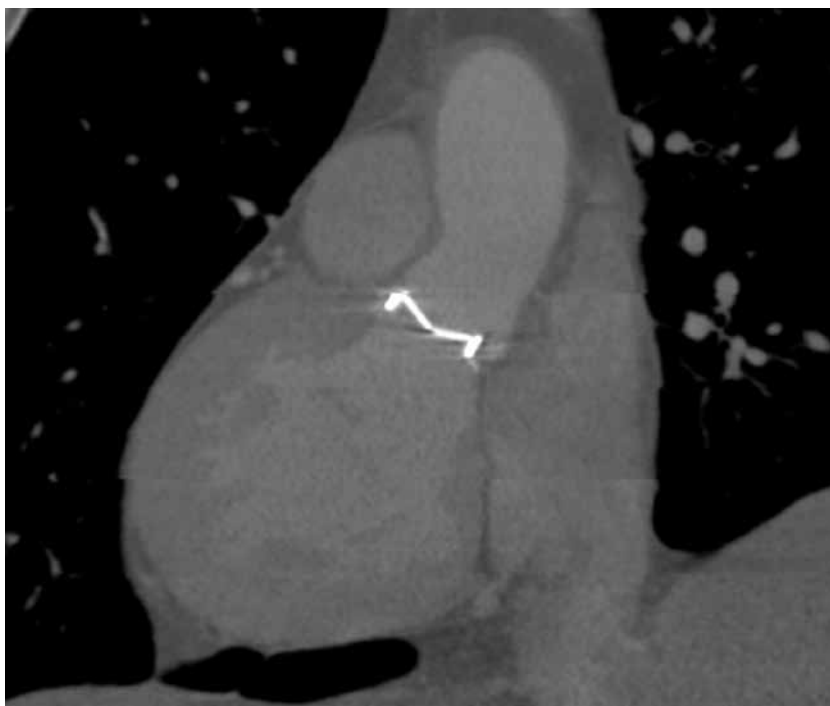
Ocena protez zastawek serca

Badanie TK w poprzedniej dekadzie rzadko było wykorzystywane w diagnostyce zaburzeń funkcji protez zastawkowych, ze względu na niewystarczającą jakość obrazowania oraz liczne artefakty, powstające podczas obrazowania starszych typów zastawek jednodyskowych szczególnie z zawartością kobaltu (Bjork-Shiley, Sorin). Diagnostyka przyczyn dysfunkcji



Rycina 1a. Ocena mechanicznej protezy zastawki aortalnej (dwudyskowej) w fazie skurczowej lewej komory serca. Badanie TK serca z bramkowaniem EKG, aparat 64-rzędowy, rekonstrukcja w osi długiej aorty wstępującej

Figure 1a. Mechanical prosthesis aortic valve (bileaflet) systole phase imaging. A ECG gated 64-row CT scan, long axis plane of the ascending aorta



Rycina 1b. Ocena mechanicznej protezy zastawki aortalnej (dwudyskowej) w fazie rozkurczowej lewej komory serca. Badanie TK serca z bramkowaniem EKG, aparat 64-rzędowy, rekonstrukcja w osi długiej aorty wstępującej

Figure 1b. Mechanical prosthesis aortic valve (bileaflet) diastole phase imaging. A ECG gated 64-row CT scan, long axis plane of the ascending aorta

mechanicznej protezy, zwłaszcza zastawki aortalnej, w innych metodach jak echokardiografia przezklatkowa i przezprzełykowa oraz we fluoroskopii jest trudna, a pewne rozpoznanie ustala się w trakcie zabiegu kardiochirurgicznego. Na podstawie analizy 92 pacjentów operowanych z powodu wysokiego gradientu przezzastawkowego właściwą diagnozę w oparciu o przedoperacyjne przezklatkowe badanie echokardiograficzne postawiono u 5 z 49 pacjentów natomiast u 17 z 35 przypadków w badaniu przezprzełykowym [7]. Obecnie rośnie liczba publikacji wskazujących na istotną rolę TK serca w diagnostyce dysfunkcji protez związanych zwłaszcza z zaburzeniem ruchomości dysków. W badaniu TK serca można bardzo dobrze ocenić ruchomość dysków z precyzyjnym pomiarem ich zakresu ruchu, który różni się w zależności od rodzaju implantowanej zastawki. Można ponadto ocenić obecność łuszczyki i nieprawidłowych mas na płatkach protez a także uwidocznienie ewentualne podzastawkowe przyczyny zwężenia lewego ujścia tętniczego oraz obecność odchylenia płaszczyzny implantowanej zastawki od płaszczyzny natywnego pierścienia, co nie zawsze jest łatwe w badaniu echokardiograficznym (nawet przezprzełykowym). Badanie TK ma ewidentną przewagę nad badaniem echokardiograficznym w ocenie obecności i stopnia nasilenia łuszczyki, której ocena jest niewątpliwą piętą achillesową tej drugiej metody.

KARDIOMIOPATIE I CHOROBY ZAPALNE SERCA

Rola badania TK w diagnostyce kardiomiopatii związana jest z możliwością precyzyjnej oceny wielkości jam serca, kurczliwości i grubości mięśnia komór – czyli parametrów które mogą być również ocenione w badaniu echokardiograficznym. Po dożylnym podaniu kontrastu, zgodnie z odpowiednim protokołem skanowania TK, można ponadto analizować obecność zjawiska późnego wzmocnienia pokontrastowego w uszkodzonych obszarach mięśnia sercowego objętych procesem włóknienia. W związku z tym wynik jednego badania TK, wykonanego w odpowiednim protokole, może posłużyć do różnicowania przyczyn/podłoża kardiomiopatii rozstrzeniowej na podstawie oceny zmian w tętnicach wieńcowych i efektu późnego wzmocnienia pokontrastowego. Identyfikacja uszkodzonych obszarów mięśnia serca metodą oceny późnego wzmocnienia pokontrastowego ma jednak niższą czułość i specyficzność w porównaniu z badaniem rezonansu magnetycznego (MR), które pozostaje w tym przypadku „złotym“ standardem [9].

Ze względu na obciążenie pacjenta promieniowaniem jonizującym i dożylnie podanym jodowym kontrastem, wykonanie badania TK można rozważyć u pacjentów, u których jakość obrazów uzyskanych w badaniu echokardiograficznym jest niewystarczająca lub istnieją przeciwwskazania do badania MR u pacjentów z implantowanym rozrusznikiem lub defibrylatorem serca czy też u pacjentów cierpiących na klaustrofobię.

Badanie MR ma także ustaloną pozycję w diagnostyce zapalenia mięśnia sercowego. Niemniej poprawa jakości obrazowania w TK oraz możliwość oceny tętnic wieńcowych sprawia, że metoda ta może być brana pod uwagę jako alternatywna do badania MR zwłaszcza we wczesnej fazie zapalenia mięśnia sercowego. Badania Abdel-Aty i wsp. wskazują na wysoką korelację ($r=0,92$) wyników uzyskanych w ocenie późnego wzmocnienia pomiędzy badaniem TK i MR u pacjentów z zapaleniem mięśnia sercowego.

Badanie TK można wykorzystać jako uzupełnienie badania echokardiograficznego u wybranych pacjentów z infekcyjnym zapaleniem wsierdza (IZW). O ile przezprzelykowe badanie echokardiograficzne (TEE) ma wyższą czułość w identyfikacji wegetacji, szczególnie małych (<4 mm) i występujących na zastawkach natywnych to z kolei badanie TK pozwala na lepszą identyfikację powikłań okołozastawkowych IZW pod postacią ropni i tętniaków rzekomych i charakteryzuje się czułością i specyficznością porównywalną z oceną śródoperacyjną. Biorąc pod uwagę powyższe, wykonanie badania TK warto rozważyć u pacjentów z podejrzeniem IZW w przypadku wątpliwości diagnostycznych po diagnostyce echokardiograficznej włącznie z badaniem TEE lub pacjentów u których nie można wykonać badania TEE.

PODSUMOWANIE

Nowoczesne tomografy komputerowe są obecnie niezbędnym składnikiem diagnostyki chorób serca. Szczególnie dużą rolę odgrywają w rozpoznaniu choroby wieńcowej zwłaszcza w populacji z pośrednim ryzykiem wystąpienia tej choroby. Ujemny wynik tomografii komputerowej tętnic wieńcowych w tej grupie pacjentów z dużym prawdopodobieństwem wyklucza chorobę wieńcową. Dodatni wynik badania indeksu zwapnień jest niezależnym i addytywnym czynnikiem ryzyka rozwoju choroby wieńcowej w stosunku do tradycyjnej oceny ryzyka przy pomocy algorytmu Framingham score. U wybranych pacjentów z ostrym bólem w klatce

piersiowej tomografia komputerowa w oparciu o jedno badanie metodą triple rule-out pozwala na różnicowanie pomiędzy ostrym zespołem wieńcowym, ostrym zespołem aortalnym oraz zatorowością płucną. Tomografia komputerowa serca jest cennym uzupełnieniem echokardiografii oraz fluoroskopii w diagnostyce dysfunkcji protez zastawek serca.

PIŚMIENNICTWO

1. Abbara S., Chow B. J., Pena A. J., Cury R. C., Hoffman U., Nieman K., Brady T. J.: Assessment of left ventricular function with 16- and 64-slice multi-detector computed tomography. *Eur. J. Radiol.* 2008, 67, 3, 481. – 2. Agatston A. S., Janowitz W. R., Hildner F. J., Zusmer N. R., Viamonte M. Jr., Detrano R.: Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1990, 15, 4, 827. – 3. Becker C. R., Kleffel T., Crispin A., Knez A., Young J., Schoepf U. J., Haberl R., Reiser M. F.: Coronary artery calcium measurement: agreement of multirow detector and electron beam CT. *Am. J. Roentgenol.* 2001, 176, 5, 1295. – 4. Budoff M. J., Dowe D., Jollis J. G., Gitter M., Sutherland J., Halamert E., Scherer M., Bellinger R., Martin A., Benton R., Delago A., Min J. K.: Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2008, 52, 21, 1724. – 5. Budoff M. J., Georgiou D., Brody A., Agatston A. S., Kennedy J., Wolfkiel C., Stanford W., Shields P., Lewis R. J., Janowitz W. R., Rich S., Brundage B. H.: Ultrafast computed tomography as a diagnostic modality in the detection of coronary artery disease: a multicenter study. *Circulation* 1996, 93, 5, 898. – 6. Callister T. Q., Cooil B., Raya S. P., Lippolis N. J., Russo D. J., Raggi P.: Coronary artery disease: improved reproducibility of calcium scoring with an electron beam CT volumetric method. *Radiology* 1998, 208, 3, 807. – 7. Girard S. E., Miller F. A. Jr., Orszulak T. A., Mullany C. J., Montgomery S., Edwards W. P., Tazelaar H. D., Malaouf J. F., Tajik A. J.: Reoperation for prosthetic aortic valve obstruction in the era of echocardiography: trends in diagnostic testing and comparison with surgical findings. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2001, 37, 2, 579. – 8. Min J. K., Shaw L. J., Devereux R. B., Okin P. M., Weinsaft J. W., Russo D. J., Lippolis N. J., Berman D. S., Callister T. Q.: Prognostic value of multidetector coronary computed tomographic angiography for prediction of all-cause mortality. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2007, 50, 12, 1161. – 9. le Polain de Waroux J.B., Pouleur A. C., Goffinet C., Pasquet A., Vanoverschelde J. L., Gerber B. L.: Combined coronary and late-enhanced multidetector-computed tomography for delineation of the etiology of left ventricular dysfunction: comparison with coronary angiography and contrast-enhanced cardiac magnetic resonance imaging. *Eur Heart J.* 2008, 29, 2, 2544. – 10. Sarno G., Decramer I., Vanhoenacker P. K., De Bruyne B., Hamilos M., Cuisset T., Wyffels E., Bartunek J., Heyndrickx G. R., Wijns W.: On the inappropriateness of noninvasive multidetector computed tomography coronary angiography to trigger coronary revascularization: a comparison with invasive angiography. *J. Am. Coll. Cardiol. Interv.* 2009, 2, 6, 558.

11. Sheth T., Dodd J. D., Hoffmann U., Abbara S., Finn A., Gold H. K., Brady T. J., Cury R. C.: Coronary stent assessability by 64 slice multi-detector computed tomography. *Catheter Cardiovasc. Interv.* 2007, 69, 7, 933. – 12. Stary H. C., Chandler A. B., Dinsmore R. E., Fuster V., Glagov S., Insull W. Jr., Rosenfeld M. E., Schwartz C. J., Wagner W. D., Wissler R. W.: A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis. A report from the Committee on Vascular Lesions of the Council on Atherosclerosis, American Heart Association. *Circulation* 1995, 92, 5, 1355. – 13. Stein P. D., Yaekoub A. Y., Matta F., Sostmann H. D.: 64-slice CT for diagnosis of coronary artery disease: a systematic review. *Am. J. Med.* 2008, 121, 8, 715. – 14. Wilson P. W., D'Agostino R. B., Levy D., Belanger A. M., Silbershatz H., Kannel W. B.: Prediction of coronary heart disease using risk factor categories. *Circulation* 1998, 97, 18, 1837. – 15. Wu Y. W., Tadamura E., Yamamuro M., Kanao S., Okayama S., Ozasa N., Toma M., Kimura T., Komeda M., Togashi K.: Estimation of global and regional

cardiac function using 64-slice computed tomography: a comparison study with echocardiography, gated-SPECT and cardiovascular magnetic resonance. *Int. J. Cardiol.* 2008, 128, 1, 69.

D. Kulawiak-Gałąska, R. Gałąska, J. Pieńkowska, J. Fijałkowska, E. Szurowska

APPLICATION OF COMPUTED TOMOGRAPHY IN THE DIAGNOSTIC OF CARDIAC DISEASES

Summary

Rapid technological advancements have allowed for application of Multidetector Computed Tomography (MDCT) as one of the routine diagnostic procedures in cardiology. In recent years, the quality of cardiac imaging has greatly improved, which is quite an achievement taking into account that the heart is a moving object, and thus specifically difficult to visualize. Here, we present basic information on current MDCT applications in the diagnostics of cardiac diseases, limitations of the technique, the course of the procedure, and also patient preparation. These issues are of importance in terms of the proper qualification of a patient for MDCT, and further interpretation of the obtained results.

Adres: dr med. Dorota Kulawiak-Gałąska
Zakład Radiologii GUMed
ul. Debinki 7, 80-210 Gdańsk
e-mail: dorkul@gumed.edu.pl