

Otrzymano: 2005.01.25  
Zaakceptowano: 2005.04.26

## Influence of gating phase selection on the image quality of coronary arteries in multidetector-row computed tomography

Wpływ wyboru fazy bramkowania na jakość rekonstruowanych obrazów tętnic wieńcowych w wielorzędowej spiralnej tomografii komputerowej

Katarzyna Laskowska<sup>1</sup>, Małgorzata Marzec<sup>1</sup>, Zbigniew Serafin<sup>1</sup>, Elżbieta Nawrocka<sup>1</sup>, Władysław Lasek<sup>1</sup>, Joanna Wiśniewska-Szmyt<sup>2</sup>, Jacek Kubica<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Katedra i Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu, Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Polska

<sup>2</sup> Katedra i Klinika Kardiologii i Chorób Wewnętrznych, Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu, Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy, Polska

Adres autora: Katarzyna Laskowska, Katedra i Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej CM UMK, ul. M. Curie-Skłodowskiej 9, 85-094 Bydgoszcz, e-mail: [biuro@radiologia.bydgoszcz.pl](mailto:biuro@radiologia.bydgoszcz.pl)

### Summary

**Background:**

Motion artifacts caused by cardiac movement disturb the imaging of coronary arteries with multidetector-row spiral computed tomography. The aim of this study was to determine the phase of the heart rate which provides the best quality of coronary artery imaging in retrospective ECG-gated CT.

**Material/Methods:**

Forty-five cardiac CT angiograms of 26 patients were retrospectively evaluated. The examinations were performed with a 4-detector-row tomograph. ECG-gated retrospective reconstructions were relatively delayed at 0%, 12.5%, 25%, 37.5%, 50%, 62.5%, 75%, and 87.5% of the cardiac cycle. Selected coronary arteries of the highest diagnostic quality were estimated in the eight phases of the cardiac cycle.

**Results:**

Only arteries of very high image quality were selected for analysis: left coronary artery trunks (44 cases, incl. 37 stented), anterior interventricular branches (36, incl. 3 stented), circumflex branches (16), right coronary artery branches (23), and posterior interventricular branches (4). The reconstruction phase had a statistically significant impact on the quality of imaging ( $p < .0003$ ). Depending on the case, optimal imaging was noted in various phases, except in the 12.5% phase. The 75% phase appeared to be the best of all those examined ( $p < .05$ ), both in the group of arteries without stents ( $p < .0006$ ) and in those stented ( $p < .05$ ). In some cases of repeated examinations the best phases differed within the same patient.

**Conclusions:**

Although 75% is usually the best reconstruction phase, the optimal phase should be established individually for the patient, artery, segment, and type of tomograph for the best imaging quality.

**Key words:**

multidetector-row CT • ECG gating • coronary arteries

**PDF file:**

[http://www.polradiol.com/pub/pjr/vol\\_70/nr\\_3/6938.pdf](http://www.polradiol.com/pub/pjr/vol_70/nr_3/6938.pdf)

## Wstęp

W Europie rocznie wykonuje się koronarografię u ponad 1 miliona pacjentów, a u mniej niż 1/3 z nich zabiegi przezskórnej śródnaczyniowej angioplastyki [1]. Fakt ten ilustruje potrzebę wprowadzenia nieinwazyjnej metody wczesnej diagnostyki choroby wieńcowej, którą może stać się wielorzędowa tomografia komputerowa. Umożliwia ona nie tylko wykrycie zwapnień w ścianach tętnic wieńcowych, ale również nieuwapnionych blaszek miażdżycowych zwięzających ich światło oraz pozwala na ocenę tętnic wieńcowych po założeniu stentów [2].

Przyczyną artefaktów pogarszających jakość diagnostyki tętnic wieńcowych w badaniu TK są ruchy serca w płaszczyźnie poprzecznej – wzdłuż osi tył-przód i bocznie oraz w płaszczyźnie podłużnej głowowo-ogonowej [3]. Do innych niekorzystnych czynników obniżających jakość obrazowania tętnic wieńcowych należą artefakty ruchowe spowodowane tachykardią i arytmia, struktury o wysokiej gęstości (zwapnienia w ścianach naczyń, stenty), towarzyszące zakontrastowanie jam serca i żył oraz niemożność wstrzymania oddechu. Artefakty ruchowe można ograniczać poprzez skrócenie czasu skanowania oraz obrazowanie serca w tym samym punkcie krzywej EKG w każdym cyklu wtedy, gdy serce ma powtarzalnie umiejscowienie w śródpiersiu – co umożliwiła metoda retrospektywnego bramkowania EKG. Badanie serca metodą retrospektywnego bramkowania polega na ciągłym spiralnym skanowaniu serca połączonym z równoczesnym rejestrowaniem sygnału EKG [2]. Zarejestrowane skany są wybierane do rekonstrukcji zgodnie z fazą cyklu serca tj. odpowiednim stosunkiem czasowym do załamka R [2].

Do zalet retrospektywnego bramkowania należą:

- objęcie ciągłym skanowaniem całej objętości serca i dobra rozdzielczość przestrzenna, co jest istotne, zwłaszcza w obrazowaniu tętnic przebiegających prostopadle do płaszczyzny skanowania serca tj. prawej tętnicy wieńcowej i gałęzi międzykomorowej przedniej [4],
- mała wrażliwość na zaburzenia rytmu serca podczas skanowania [4],
- możliwość oceny funkcji serca [4],
- możliwość wykonania rekonstrukcji obrazów w dowolnym punkcie cyklu pracy serca [4].

W metodzie retrospektywnego bramkowania, w celu otrzymania obrazu tętnic wieńcowych o zadawalającym stosunku sygnału do szumu, konieczne jest zbieranie danych z małym spiralnym „pitchem”, co powoduje nakładanie się skanów [4]. Pacjent jest pod wpływem ciągłej ekspozycji promieniami rtg, stąd otrzymuje dość wysoką dawkę promieniowania [4].

W retrospektywnym bramkowaniu do rekonstrukcji wykorzystywane są tylko te skany, które zostały wykonane w określonym przedziale pracy serca [5]. Ten przedział jest określany w stosunku do załamka R krzywej EKG.

Najczęściej stosowane metody retrospektywnego bramkowania:

1. *Relative-delay* – początek poprzedzającego załamka R wyznacza punkt startu rekonstrukcji. Wybrany punkt jest wyznaczany oddzielnie dla każdego cyklu serca, jako procent czasu przedziału R-R.
2. *Absolute-delay* – stałe, wybrane opóźnienie od początku wcześniejszego załamka R jest punktem startu dla przedziału danych wybieranych do rekonstrukcji
3. *Absolute-reverse* – stały, wybrany czas przed początkiem następnego załamka R określa moment startu dla przedziału danych wybieranych do rekonstrukcji.

Celem pracy jest określenie, w jakich fazach cyklu pracy serca jakość obrazu tętnic wieńcowych w wielorzędowej, spiralnej tomografii komputerowej z retrospektywnym bramkowaniem EKG jest najlepsza.

## Materiał i metoda

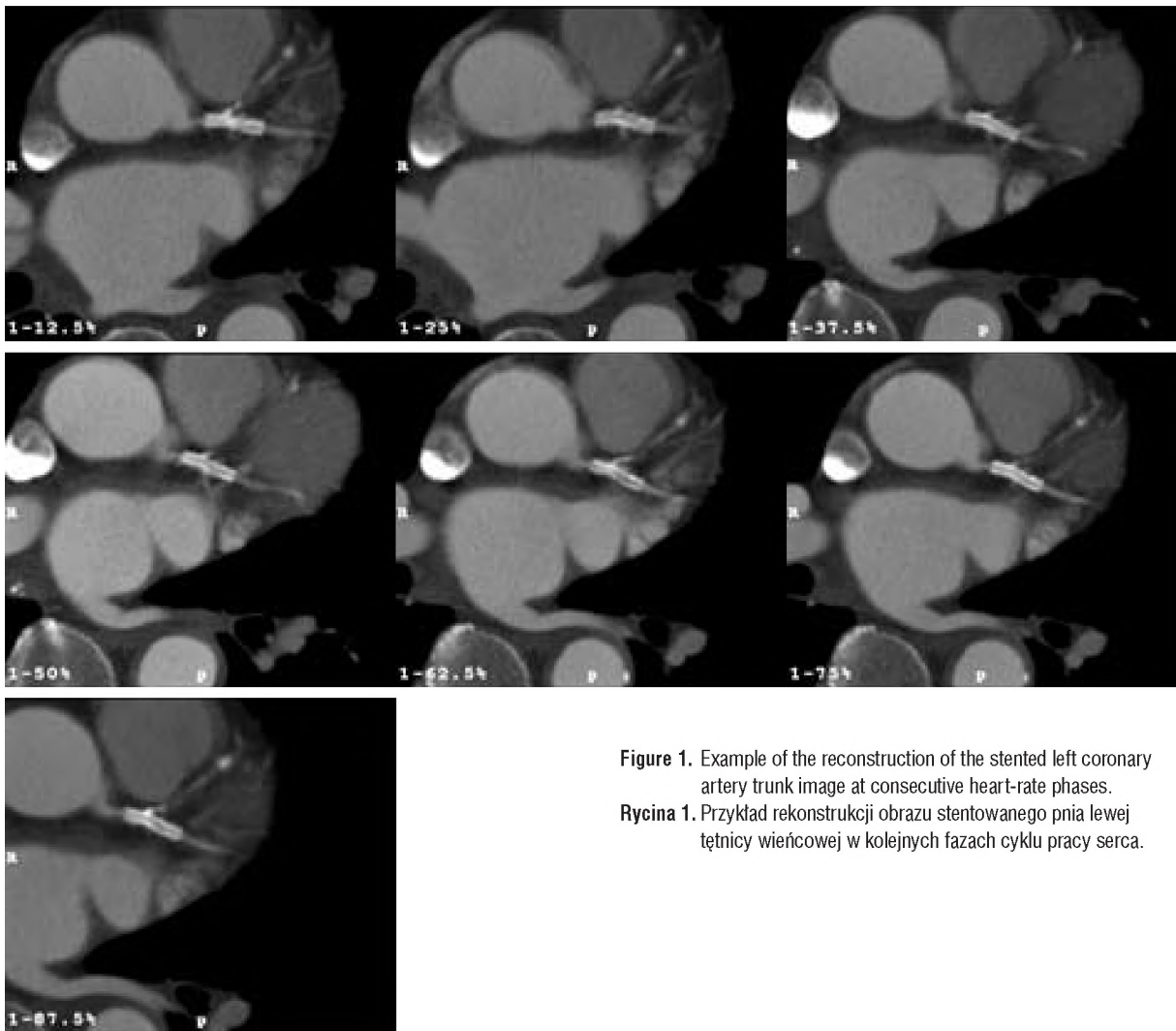
Retrospektywnie oceniono 45 badań TK serca wykonanych u 26 pacjentów (22 mężczyzn i 4 kobiet), średnia wieku 65 lat. Najczęstszym wskazaniem do tomografii komputerowej serca była ocena drożności stentu wszczepionego do pnia lewej tętnicy wieńcowej (39 przypadków).

Badanie serca przy użyciu tomografu komputerowego firmy Philips MX 8000 wykonywane były u pacjenta leżącego na plecach, podłączonego do elektrokardiografu i pozostającego w bezdechu przez czas trwania badania.

W I fazie badania wykonywano wstępne obrazowanie serca i wybierano skan, na którym widoczny był początkowy odcinek aorty wstępującej, tj. powyżej odejścia tętnic wieńcowych. W centrum wybranego odcinka umieszczano tzw. ROI oraz określano zakres badania serca ok. 10 cm, w zależności od wielkości serca. Akwizycja danych rozpoczęła się po podaniu niejonowego środka cieniującego (400 mg J/ml) w dawce 2 ml na kg m.c. (120–140 ml) przy pomocy strzykawkki automatycznej (przepływ 4 ml/s) do żyły odłokciowej. Kontrolne skany na wybranym w I fazie badania poziomie, z pomiarem gęstości w obrębie obszaru – ROI, automatycznie po przekroczeniu progu 150 j.H. inicjowały rozpoczęcie skanowania w zaplanowanym zakresie. Równocześnie rejestrowano zapis EKG pacjenta.

II faza badania polegała na komputerowej rekonstrukcji obrazów, metodą retrospektywnego bramkowania EKG, wykonanej ciągłej spiralnej akwizycji pracy serca, metodą *relative-delay*, w punktach 0%, 12,5%, 25%, 37,5%, 50%, 62,5%, 75% i 87,5% cyklu serca (rycina 1).

Techniczne parametry badania serca były następujące: 120 kV, 300 mAs, czas obrotu lampy – 500 ms, grubość warstwy – 1,3 mm, increment – 0,6, pitch – 0,375, czas skanowania – ok. 33 sekund. Tętnice wieńcowe oglądano w programie Cardiac Review stosując następujące parametry rekonstrukcji: powiększenie dwukrotne, okno c1 800, w1 2000.



**Figure 1.** Example of the reconstruction of the stented left coronary artery trunk image at consecutive heart-rate phases.

**Rycina 1.** Przykład rekonstrukcji obrazu stentowanego pnia lewej tętnicy wieńcowej w kolejnych fazach cyklu pracy serca.

Oceniając retrospektywnie wykonane badania TK serca wybierano tętnice wieńcowe o ostrych granicach w stosunku do otaczających struktur, o dobrym zróżnicowaniu między ścianą naczynia a jej światłem i o szerokości powyżej 1,5 mm i równocześnie fazę cyklu serca, w którym ocena ich była najlepsza. Każda wybrana tętnica wieńcowa oceniana była we wszystkich rekonstrukcjach niezależnie przez 2 obserwatorów a decyzja o wyborze tętnicy i fazy cyklu serca o najlepszej jakości diagnostycznej była podejmowana wspólnie.

Różnice pomiędzy fazami bramkowania, w których jakość badanych odcinków tętnic wieńcowych była najlepsza oceniano za pomocą nieparametrycznej analizy wariancji Friedmana i testu kolejności par Wilcoxon.

## Wyniki

Retrospektywnie oceniono 45 badań serca, wykonanych u 26 pacjentów. Do dalszej oceny wybrano 123 tętnice wieńcowe o najlepszej jakości diagnostycznej, w tym 40 (32,5%) tętnic wieńcowych zaopatrzonych stentami i 83 (67,5%) bez stentu (tabela 1). Określono, iż bardzo dobrą jakość obrazowania miały następujące tętnice wieńcowe: 44 pnie lewej tętnicy

wieńcowej (pnie LTW), w tym 37 ze stentami, 36 gałęzi międzykomorowych przednich (GMP), w tym 3 ze stentami, 16 gałęzi okalających (GO), 23 pnie prawej tętnicy wieńcowej (pnie PTW) i 4 gałęzie międzykomorowe tylne (GMT).

W fazach 50%, 62,5%, 75% i 87,5% oceniono odpowiednio 9, 5, 50 i 17 z 83 wybranych tętnic wieńcowych bez stentów (tabela 2). W fazach 0% i 12,5% nie oceniano żadnych z tętnic z tej grupy a w fazach 25% i 37,5% pojedyncze

**Table 1.** Specification of examined coronary arteries.

**Tabela 1.** Badane tętnice wieńcowe.

Tętnice	Liczebność
pień LTW	44 (37 stentów)
GMP	36 (3 stenty)
GO	16
pień PTW	23
GMT	4
Razem	123

**Table 2.** Heart-rate points of the best image quality of non-stented coronary arteries.**Tabela 2.** Punkty cyklu serca, w których jakość obrazowania wybranych tętnic wieńcowych bez stentów była najlepsza.

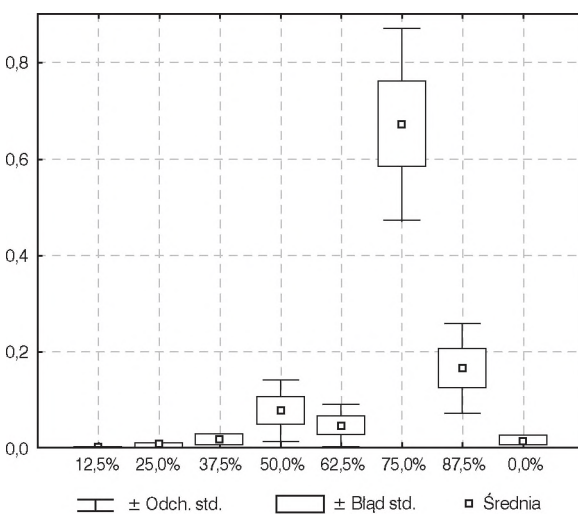
Tętnica	Faza cyklu pracy serca							
	12,5%	25%	37,5%	50%	62,5%	75%	87,5%	0%
pień LTW	0	0	0	2	1	1	3	0
GMP	0	1	0	5	2	19	6	0
GO	0	0	1	1	0	11	3	0
pień PTW	0	0	0	1	2	15	5	0
GMT	0	0	0	0	0	4	0	0
Razem	0	1	1	9	5	50	17	0

**Table 3.** Heart-rate points of the best image quality of stented coronary arteries.**Tabela 3.** Punkty cyklu serca, w których jakość obrazowania wybranych tętnic wieńcowych ze stentami była najlepsza.

Tętnica	Faza cyklu pracy serca							
	12,5%	25%	37,5%	50%	62,5%	75%	87,5%	0%
pień LTW	0	0	1	3	3	21	7	2
GMP	0	0	0	1	0	0	1	1
Razem	0	0	1	4	3	21	8	3

tętnice. Największy rozrzut wyników uzyskano w ocenie pnia LTW: 2 naczynia oceniono w fazie 50%, 1 w fazie 62,5%, 1 w fazie 75%, 3 w fazie 87,5%. Natomiast 4 GMT oceniono tylko w jednej fazie 75%.

Zastentowany pień LTW oceniano najczęściej w fazach: 75% – 21 stentów i 87,5% – 7 stentów, w innych fazach: 37,5%, 50%, 62,5% i 0% oceniono od 1 do 3 tętnic (tabela 3). Trzy gałęzie międzykomorowe przednie z wszczepionymi stentami oceniano w fazach 50%, 87,5% i 0%.

**Figure 2.** Proportion of arteries whose image was the best in the particular heart-rate phase.**Rycina 2.** Odsetek tętnic, które były najlepiej widoczne w poszczególnych fazach rekonstrukcji.

Z wybranych 123 tętnic wieńcowych 71 oceniono w fazie 75%, 25 w fazie 87,5%, 13 w fazie 50% i 8 w fazie 62,5% (tabela 4). Od 1 do 3 naczyń oceniano w fazach 25%, 37,5% i 0%. Żadnego naczynia nie oceniono w fazie 12,5%. Wybór fazy rekonstrukcji obrazów miał istotne znaczenie dla jakości obrazowania tętnic ( $p < 0,0003$ , rycina 2). Faza 75% okazała się najlepszą fazą spośród wszystkich badanych ( $p < 0,05$ ) – ryc. 1,2. Przewaga fazy 75% była widoczna zarówno w grupie naczyń bez stentu (tab. 3) –  $p < 0,0006$ , jak i w obrębie naczyń ze stentem (tab. 4) –  $p < 0,05$  i dotyczyła wszystkich badanych odcinków tętnic wieńcowych.

Kontrolne badania TK serca przeprowadzono u 13 chorych (tabela 5). Tylko w 4 przypadkach w kolejnych badaniach serca tętnice wieńcowe miały najlepszą jakość diagnostyczną w tych samych fazach rekonstrukcji. Większość z wybranych tętnic wieńcowych oceniana była w różnych fazach w badaniach kontrolnych.

## Dyskusja

Tomografia komputerowa serca z retrospektywnym bramkowaniem EKG jest badaniem nieinwazyjnym, umożliwiającym uwidocznienie tętnic wieńcowych.

W naszych badaniach oceniano odcinki tętnic wieńcowych o szerokości do 1,5 mm i analizowano w drugiej części pracy tylko te, których jakość obrazowania była bardzo dobra. Pień lewej tętnicy wieńcowej miał bardzo dobrą jakość obrazowania w 44 na 45 przeprowadzonych badań (tabela 1), co może wynikać z anatomii serca i metody skanowania w spiralnym, wielorzędowym tomografie komputerowym. Pień LTW ma największą średnicę z tętnic wieńcowych (około 4 mm) i leży równolegle do płaszczyzny badania TK, podobnie

**Table 4.** Heart-rate points of the best image quality of both stented and non-stented coronary arteries.**Tabela 4.** Punkty cyklu serca, w których jakość obrazowania wybranych tętnic wieńcowych ze stentami i bez stentów była najlepsza.

Tętnica	Faza cyklu pracy serca							
	12,5%	25%	37,5%	50%	62,5%	75%	87,5%	0%
pień LTW	0	0	1	5	4	22	10	2
GMP	0	1	0	6	2	19	7	1
GO	0	0	1	1	0	11	3	0
pień PTW-	0	0	0	1	2	15	5	0
GMT	0	0	0	0	0	4	0	0
Razem	0	1	2	13	8	71	25	3

**Table 5.** Heart-rate phases of the best coronary imaging quality in patients who had more than one CT examination.**Tabela 5.** Fazy cyklu serca o najlepszej jakości obrazowania tętnic wieńcowych u pacjentów, u których wykonywano więcej niż jedno badanie TK serca.

Pacjent	Badanie	Pień LTW	GMP	GO	Pień PTW	GMT
1	I	62,5%			75%	
	II	75%			75%	
2	I	75% (stent)	75%	75%	75%	
	II	75%	87%	75%	62,5%	
3	I	87,5% (stent)	75%	75%		
	II	75%	75%			
4	I	75% (stent)	75%			
	II	87,5%	-			
	III	75%	75%			
5	I	75% (stent)	75%	75%	75,5%	
	II	75%	-	87,5%	87,5%	
	III	75%	87,5%	-	87,5%	
	IV	87,5%	-	-	87,5%	
	V	75%	-	-	87,5%	
6	I		50%	87,5%		
	II		50%	50%		
7	I	87,5% (stent)	-			
	II	37,5%	25%			
8	I	75% (stent)	-	-	75%	
	II	50%	50%	37,5%	62,5%	
9	I	87,5% (stent)	75%	75%	75%	
	II	75%	-	-	75%	
10	I	75% (stent)	75%	75%	75%	75%
	II	75%	75%	75%	75%	75%
11	I	75% (stent)	75%	75%	75%	
	II	87,5%	87,5%	-	87,5%	
12	I	75%	-	-		75%
	II	75% (stent)	75%	75%		-
	III	75%	75%	-		-
13	I	75%	87,5%	87,5%		75%
	II	87,5% (stent)	75%	-		
	III	75%	75%	-		

początkowy i końcowy odcinek PTW [4]. W przeciwieństwie do innych autorów wprowadziliśmy podział prawej tętnicy wieńcowej na pień i gałąź międzykomorową tylną, z uwagi na znamienne różnice w ich jakości obrazowania: w przeprowadzonych 45 badaniach bardzo dobrą jakość diagnostyczną osiągnął pień PTW w 23 przypadkach a gałąź międzykomorowa tylna tylko w 4 przypadkach.

Z innych naczyń wieńcowych bardzo dobrą jakość diagnostyczną miała gałąź międzykomorowa przednia (36/45 badań). Najrzadziej klasyfikowano jako bardzo dobre jakościowo obrazu gałęzi: okalającej (16/45) i międzykomorowej tylnej (4/45).

W pracy Giesler i wsp., którzy wykonali 400 badań TK serca, 115 z 400 tętnic wieńcowych (29%) nie zostało ocenionych z uwagi na: artefakty ruchowe (n=84) lub inne przyczyny np. zwapnienia, nie wytrzymanie bezdechu (n=31) [6]. W naszej pracy obrazy tylko 123 z 500 tętnic wieńcowych miały bardzo dobrą jakość diagnostyczną. Różnice w wynikach mogą być spowodowane przyjętymi przez nas bardzo rygorystycznymi kryteriami. Najniższą jakość diagnostyczną w badaniach Giesler i wsp., podobnie jak w naszych, miały obrazy naczyń: PTW i GO. Podobnie w badaniach Kopp i wsp. najlepszą jakość obrazowania miały tętnice: pień LTW, GMP, na trzecim miejscu PTW [4]. Najtrudniejsza do diagnostyki, z uwagi na różne ruchowe artefakty, była gałąź okalająca.

Tętnice wieńcowe ściśle leżą na mięśniu serca i wykazują odmienną, ruchomość podczas cyklu pracy serca, najsłabszą podczas rozkurczu komór [4, 7]. Zaobserwowano, że w fazie rozkurczowej większą ruchomość wykazują naczynia: PTW i GO w porównaniu z GMP, co może być spowodowane skurczem przedsionków podczas końcowej fazy rozkurczowej [4, 8, 9]. Obrazowanie tętnic wieńcowych w dowolnie wybranej fazie cyklu serca umożliwia metoda retrospektywnego bramkowania.

Nasze badania, oparte na metodzie retrospektywnego bramkowania (*relative-delay*) wykazały, że wybór fazy rekonstrukcji obrazów miał istotne znaczenie dla jakości obrazowania tętnic wieńcowych ( $p < 0,0003$ ). Faza 75% okazała się najlepszą spośród wszystkich 8 badanych faz ( $p < 0,05$ ). Jej przewaga była widoczna zarówno w grupie naczyń bez stentu –  $p < 0,0006$ , jak i w obrębie naczyń ze stentem –  $p < 0,05$  i dotyczyła wszystkich badanych odcinków tętnic wieńcowych. Kopp i wsp. wykonali 50 badań TK serca przy pomocy wielorzędowego tomografu komputerowego, z rekonstrukcją retrospektywną w przedziale od 20% do 80%, w odstepie 10% [4]. Pień LTW miał w ich pracy dobrą jakość diagnostyczną we wszystkich punktach cyklu serca. Giesler wykonał badanie TK serca u 100 pacjentów, dla każdego z nich zostało wykonanych 10 rekonstrukcji w fazach od 0% do 90% cyklu serca, z przeskokiem 10% [6]. Fazy 70% i 80% okazały się optymalnymi fazami rekonstrukcji dla pnia LTW. Podobnie w naszych badaniach była to faza 75%, oceniliśmy w niej 32 z 44 pni LTW (74%) a Giesler – 62 ze 100 pni LTW (62%). Gałąź międzykomorowa przednia oceniana była w naszej pracy w fazie nieco późniejszej – 75%, niż w badaniach Koppa w fazie 60% i 70%, Honga w fazie 50% i 60% i Romagnoli w fazie 70% [4, 9, 10]. Największa rozbieżność pomiędzy wynikami naszymi a większością wspomnianych autorów dotyczy prawej tętnicy wieńcowej.

Optymalną fazą rekonstrukcji PTW w naszej pracy były fazy 75% i 87,5%, Koppa – 40%, Honga – 50%, Romagnoli – 40% [4, 9, 10]. Prawa tętnica wieńcowa w fazie 60% i 70% była w badaniach Koppa nie do oceny z uwagi na artefakty ruchowe a w fazie 40%, u tych samych pacjentów, ocena jej była dobra [4]. Wyniki zbliżone do naszych osiągnął natomiast Giesler, który ponad 50% prawych tętnic wieńcowych ocenił w fazie 70% i 80% [6].

Na wspomnianą różnicę pomiędzy wynikami oceny PTW może mieć wpływ przyjęty przez nas podział prawej tętnicy wieńcowej na pień i gałąź międzykomorową tylną. W naszej pracy tylko 4 z 44 GMT osiągnęły dobrą jakość diagnostyczną, co jest zbyt małą ilością, aby porównywać wyniki fazy bramkowania prawej tętnicy wieńcowej. Podobne rozbieżności dotyczące optymalnych faz bramkowania dotyczą gałęzi okalającej – w naszej pracy są to fazy 75% i 87,5%, w badaniach Koppa – 50%, Honga i Romagnoli – 60% [4, 9, 10].

Nasze badania TK serca wykonywaliśmy przy pomocy tomografu komputerowego firmy Philips a prace wyżej wspomnianych autorów były wykonane aparatem firmy Siemens przy zastosowaniu różnych programów rekonstrukcji i innych filtrów obrazu. Wydaje się to mieć również wpływ na różnicę pomiędzy wynikami naszymi i innych autorów i pozwala na wysunięcie wniosku, iż dla każdego aparatu TK należy wypracować najlepsze fazy rekonstrukcji tętnic wieńcowych. Rozrzut wyników w populacji, badanej przez Koppa i wsp., Gieslera oraz przez nas (w tym w badaniach kontrolnych), był bardzo duży, co według Koppa może być spowodowane różną orientacją serca w stosunku do płaszczyzny badania, różną częstotścią serca i różnym stosunkiem między czasem trwania skurczu i rozkurczu [4, 6]. W naszej pracy u 13 chorych wykonywaliśmy kontrolne badania TK serca a tylko u 2 chorych ocena wybranych tętnic wieńcowych była najlepsza w tych samych fazach cyklu serca.

Według niektórych autorów, w przypadku pacjentów z wolną akcją serca, poniżej 60 uderzeń na minutę, wystarczy rekonstrukcja w jednym punkcie cyklu pracy serca, by zobrazować bez artefaktów wszystkie tętnice. Dla wyższej akcji serca powyżej 60 uderzeń na minutę najlepsze obrazy wszystkich tętnic wieńcowych uzyskuje się w rekonstrukcjach wykonanych w 2-3 różnych punktach cyklu pracy serca [4, 9, 11]. W naszej pracy żadna z tętnic wieńcowych nie była oceniana w fazie 12,5 %, a pojedyncze tętnice ze 123 badanych w fazach 25%, 37%, 0%, co może stanowić przesłanie do ograniczenia liczby rekonstruowanych faz z 8 do 4 i pozwoli na skrócenie czasu badania.

W coraz powszechniej dostępnych najnowszych tomografach komputerowych redukcja czasu skanowania poprzez szybszą rotację lampy, szybszy przesuw stołu oraz jednorazowe obrazowanie więcej niż 4 warstw redukuje artefakty ruchowe i wpływa korzystnie na jakość obrazowania tętnic wieńcowych [7].

## Wnioski

Oceniając tętnice wieńcowe w tomografii komputerowej należy do każdego typu aparatu, pacjenta, tętnicy a nawet poszczególnych jej odcinków dobrać odpowiednią fazę rekonstrukcji, w celu uzyskania obrazów o najwyższej jakości.

---

**Piśmiennictwo:**

---

1. Windecker S, Maier-Rudolph W, Bonzel T: Interventional cardiology in Europe 1995. *Eur Heart J* 1999; 20: 484-495.
2. Becker C, Knez A, Ohnesorge B: Imaging of noncalcified coronary plaques using helical CT with retrospective ECG gating. *AJR* 2000; 175: 423-424.
3. Woodhouse C, Janowitz W, Viamonte M. Coronary arteries: retrospective cardiac gating technique to reduce cardiac motion artifact at spiral CT. *Radiology* 1997; 204: 566-569.
4. Kopp A, Schroeder S, Kuettner A: Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window. *Radiology* 2001; 221: 683-688.
5. Ohnesorge B, Flohr T, Becker C. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000; 217: 564-571.
6. Giesler T, Baum U, Ropers D: Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *AJR* 2002; 179: 911-916.
7. Nieman K, Rensing B, Geuns R: Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002; 88; 5: 470-474.
8. Achenbach S, Ropers D, Holle J: In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology* 2000; 216; 457-463.
9. Hong C, Becker C, Huber A: ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology* 2001; 220; 712-717.
10. Romagnoli A, Nisini A, Gandini R: Multidetector row CT coronary angiography: technique and preliminary experience. *Radiol Med* 2002; 103: 443-55.
11. Achenbach S, Ulzheimer S, Baum U: Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation* 2000; 102; 2823-2828.