

Jakość wizualizacji układu żylnego serca w 64-rzędowej tomografii komputerowej

Agnieszka Młynarska^{1,2}, Rafał Młynarski^{1,2}, Włodzimierz Kargul², Maciej Sosnowski^{1,3}

¹Zakład Nieinwazyjnej Diagnostyki Serca i Naczyń Górnośląskiego Ośrodka Kardiologii w Katowicach

²Oddział Elektrokardiologii Górnośląskiego Ośrodka Kardiologii w Katowicach

³III Katedra i Klinika Kardiologii Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach

Przedrukowano za zgodą z: *Cardiology Journal* 2011; 18, 2: 146–150

Streszczenie

Wstęp: Wielorzędowa tomografia komputerowa (MSCT) jest badaniem, które w nieinwazyjny sposób może ocenić anatomię układu żylnego serca. Ocena żył docelowych przed zabiegami resynchronizacji jest bardzo ważnym elementem postępowania terapeutycznego. Celem niniejszej pracy badawczej była analiza jakości wizualizacji układu żylnego serca z uwzględnieniem zatoki wieńcowej i jej głównych dopływów w 64-rzędowej tomografii komputerowej serca.

Materiał i metody: U 220 chorych (129 mężczyzn; średni wiek: $57,2 \pm 11,8$ roku) wykonano 64-rzędową tomografię komputerową z wykorzystaniem skanera Aquilion 64 (Toshiba Medical Systems, Japonia). W każdym przypadku skanowanie z retrospektywnym bramkowaniem EKG przeprowadzono przy użyciu 64 warstw o grubości 0,5 mm na zatrzymanym oddechu. Wszystkie pomiary i oceny wykonywano na stacjach roboczych Vitrea 2 (Vital Images, Stany Zjednoczone; wersja oprogramowania: 3.9.0.0). Jakość wizualizacji oceniali dwóch doświadczonych w MSCT badaczy, przy wykorzystaniu autorskiej 6-punktowej skali służącej ocenie zatoki wieńcowej i głównych żył serca (0 — naczynie niewidoczne/brak naczynia; 5 — dobrze zakontrastowana struktura naczyniowa).

Wyniki: Najlepszą jakość wizualizacji uzyskano w przypadku zatoki wieńcowej ($4,10 \pm 1,08$), najgorszą — w przypadku żyły przednio-bocznej ($2,11 \pm 1,10$). Średnio liczba zobrazowanych żył w badanej grupie wynosiła 3,2 na pacjenta. Statystycznie więcej żył było widocznych w grupie starszych osób — w grupie powyżej 60. roku życia średnio $3,6 \pm 1,1$ żyły w porównaniu z grupą młodszych osób (< 60. rz.) — $2,9 \pm 1,2$ ($p = 0,0001$). Nie stwierdzono różnic pomiędzy płciami w jakości wizualizacji układu żylnego serca.

Wnioski: Żyły docelowe do resynchronizacji — żyła boczna i tylnoboczna — zwykle są najlepiej widoczne, co potencjalnie może wzmocnić przydatność MSCT. (Folia Cardiologica Excerpta 2011; 6, 2: 94–98)

Słowa kluczowe: układ żylny serca, jakość wizualizacji, resynchronizacja

Adres do korespondencji: Mgr Agnieszka Młynarska, Górnośląski Ośrodek Kardiologii, Zakład Nieinwazyjnej Diagnostyki Serca i Naczyń, ul. Ziołowa 45/47, 40–635 Katowice, tel.: 606 484 161, faks: (32) 252 40 98, e-mail: agnieszkawloodyka@o2.pl

Wstęp

Terapia resynchronizująca serca (CRT, *cardiac resynchronization therapy*) jest uznaną metodą leczenia chorych z zaawansowaną niewydolnością krążenia [1, 2]. Jej głównym zadaniem jest przywrócenie prawidłowej synchronii pomiędzy lewą i prawą komorą serca. W tym celu do standardowego prawokomorowego układu stymulującego dodaje się elektrodę lewokomorową — implantowaną przez zatokę wieńcową do układu żylnego serca [3, 4]. Wydaje się, że dokładna znajomość anatomii tego układu jest niezbędna do sukcesu implantacji elektrod lewokomorowych, szczególnie że wciąż pozostaje pewna grupa chorych, u których niemożliwa jest udana implantacja elektrody lewokomorowej [5, 6]. W dostępnych badaniach udokumentowano rolę inwazyjnych i nieinwazyjnych metod przed zabiegami resynchronizacji. Echokardiografii używa się głównie do oceny asynchronii w celu znalezienia ewentualnych non-responderów do resynchronizacji (chorych, którzy prawdopodobnie nie odpowiedzą prawidłowo na metodę pomimo jej prawidłowego wykonania) [7]. Wielorzędowa tomografia komputerowa (MSCT, *multi-slice computed tomography*) jest badaniem, które w nieinwazyjny sposób może ocenić anatomię układu żylnego serca [8–11].

Celem niniejszej pracy badawczej była analiza jakości wizualizacji układu żylnego serca z uwzględnieniem zatoki wieńcowej i jej głównych dopływów w 64-rzędowej tomografii komputerowej serca.

Material i metody

Do badania włączono 220 chorych (129 mężczyzn; średni wiek: $57,2 \pm 11,8$ roku). U każdego wykonano 64-rzędową tomografię z powodu podejrzenia choroby niedokrwiennej serca.

Z badania wyłączano chorych, jeżeli: zdiagnozowano migotanie przedsionków lub liczną ekstrasystolię komorową, niewydolność nerek (stężenie kreatyniny $\geq 1,3$ mg/dl), niedoczynność tarczycy, stwierdzono alergię na niejonowe środki kontrastowe lub w przypadku wszczepionego stymulatora z elektrodami unipolarnymi. Charakterystykę pacjentów przedstawiono w tabeli 1.

Protokół badania zaakceptowała lokalna Komisja Bioetyczna.

Protokół wielorzędowej tomografii komputerowej

Wykonano 64-rzędową tomografię komputerową z wykorzystaniem skanera Aquilion 64 (Toshiba Medical Systems, Japonia). W każdym przypadku skanowanie z retrospektywnym bramkowaniem EKG przeprowadzono przy użyciu 64 warstw o grubości 0,5 mm na zatrzymanym oddechu. Czas rotacji lampy wynosił 0,4 s, *helical pitch* 12,8, a średnie napięcie lampy wyniosło 135 kV przy 380 mA i ściśle zależało od wskaźnika masy ciała pacjenta (BMI, *body mass index*). Początek skanu przeprowadzono jak przy rutynowym obrazowaniu tętnic wieńcowych. Dodatkowo wykonano rekonstrukcje w optymalnej dla żył serca fazie cyklu [12]. Za graniczną wartość rytmu serca uznano 65 uderzeń na minutę. Jeżeli uzyskane wartości były wyższe, podawano metoprolol (Betaloc, AstraZeneca, Szwecja) w średniej dawce 5–10 mg, przy braku przeciwwskazań. W przypadku nieosiągnięcia oczekiwanej częstości rytmu chorego wyłączano z badania. Każdemu pacjentowi ze średnim przepływem 5,0 ml/s podano średnio 100 ml niejonowego kontrastu (Ioperamid, Ultravist 370, Schering, Niemcy lub Iomeprolum, Iomeprol 400, Bracco Int., Niemcy). Środek kontrastowy podawano w 3 fazach: 90 ml kontrastu, następnie 24 ml kontrastu w 16 ml soli fizjologicznej (60%/40%) i na koniec 30 ml soli fizjologicznej.

Tabela 1. Charakterystyka badanej grupy — średnie wartości parametrów funkcji serca

	Średnia wartość	Minimalna wartość	Maksymalna wartość	Odchylenie standardowe
Frakcja wyrzutowa (%)	62,2	8,0	86,0	10,0
Objętość końcoworozkurczowa [ml]	143,6	69,0	464,0	43,2
Objętość końcowoskurczowa [ml]	56,7	11,0	425,0	36,5
Objętość wyrzutowa [ml]	87,7	47,0	151,0	19,4
Pojemność minutowa [l/min]	5,4	1,8	13,9	1,6
Masa mięśnia sercowego [g]	138,4	68,0	371,0	44,1
Objętość mięśnia sercowego [ml]	131,6	64,0	352,0	42,1
Częstotliwość rytmu [bpm]	62,0	45,0	157,0*	10,7

*U 1 chorego częstość rytmu serca podczas skanowania wzrosła do 157 uderzeń/min

Tabela 2. Zaproponowana skala jakości obrazowania tętnic i żył [12]

Punktacja	Opis
0	Brak obecności żyły*
1**	Naczynie długości mniej niż 5 mm, słabo zakontrastowane, z obecnymi artefaktami
2	Pomiędzy oceną 1 a oceną 3
3	Naczynie długości więcej niż 1 cm, lepiej zakontrastowane, okresowo pojawiają się artefakty
4	Pomiędzy oceną 3 a oceną 5
5	Naczynie dobrze zakontrastowane, w pełni widoczne na całej długości

*Kiedy żyła jest niewidoczna w żadnej fazie, ocenia się ją na 0. Jednak niekoniecznie musi to znaczyć, że żyła jest nieobecna — może być np. bardzo mała, poniżej rozdzielczości skanera MSCT; **ocena 1 oznacza, że naczynie jest obecne, ale bardzo słabo widoczne

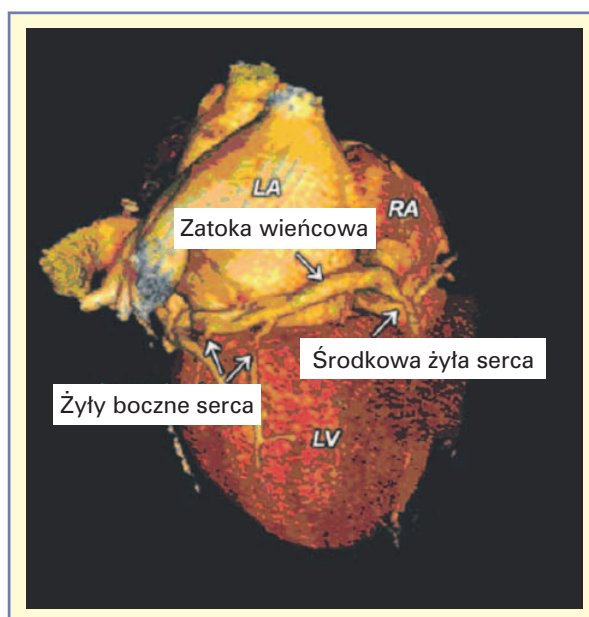
Ocena (grading)

Wszystkie pomiary i oceny wykonywano na stacjach roboczych Vitrea 2 (Vital Images, Stany Zjednoczone; wersja oprogramowania: 3.9.0.0). Jakość wizualizacji oceniali dwóch doświadczonych w MSCT badacze, przy wykorzystaniu autorskiej 6-punktowej skali służącej ocenie zatoki wieńcowej i głównych żył serca (0 — naczynie niewidoczne/brak naczynia; 5 — dobrze zakontrastowana struktura naczyniowa). Dokładnie sposób oceny wykorzystany w tej skali przedstawiono w tabeli 2 [12].

W podgrupie 15 losowo wybranych chorych zmienność między wartościami uzyskanymi przez różnych badaczy oraz przez jednego badacza (*inter- and intra-observer variability*) oceniono, wykorzystując metodę Blanda-Altmana. Korelacje między danymi oznaczono metodą Spearmana (MedCalc Soft, Belgia).

Wyniki

U wszystkich chorych było możliwe zobrazowanie układu żylnego serca. Przykłady dwu- i trójwymiarowych rekonstrukcji przedstawiono na rycinie 1. Średnie wartości jakości wizualizacji zestawiono w tabeli 3 jako wartości punktowe \pm \pm odchylenie standardowe (SD, *standard deviation*). Średnio liczba zobrazowanych żył w badanej grupie wynosiła 3,2 na pacjenta. Statystycznie więcej żył było widocznych w grupie starszych osób — w grupie powyżej 60. roku życia średnio $3,6 \pm 1,1$ żyły



Rycina 1. Przykład rekonstrukcji tylnej ściany serca — widoczne: zatoka wieńcowa, żyły boczne serca, środkowa żyła serca (3D VR, 2D MPR; 64 warstwy, grubość 2 mm). LV (*left ventricle*) — lewa komora serca; LA (*left atrium*) — lewy przedsionek; RA (*right atrium*) — prawy przedsionek

w porównaniu z grupą młodszych osób (< 60. rż.) — $2,9 \pm 1,2$ ($p = 0,0001$). Nie stwierdzono różnic pomiędzy płciami w jakości wizualizacji układu żylnego serca.

Tabela 3. Rezultaty — jakość obrazowania układu żylnego serca

	Jakość zatoki wieńcowej	Jakość żyły tylnej	Jakość żyły tylnobocznej	Jakość żyły bocznej	Jakość żyły przednio-bocznej	Jakość żyły przedniej
Populacja ogólna	4,10 \pm 1,08	3,18 \pm 1,57	3,31 \pm 1,52	3,12 \pm 1,38	2,11 \pm 1,10	2,79 \pm 1,33
Kobiety	4,12 \pm 1,06	3,16 \pm 1,57	3,24 \pm 1,51	3,08 \pm 1,41	2,37 \pm 1,21	2,68 \pm 1,16
Mężczyźni	4,08 \pm 1,09	3,19 \pm 1,58	3,37 \pm 1,54	3,14 \pm 1,37	2,00 \pm 1,04	2,89 \pm 1,45

Rozbieżności w ocenie jakości rekonstrukcji między różnymi obserwatorami określono za pomocą średniej różnic $[-0,04$ (95% CI $-1,07-1,0$)] i współczynnika zgodności kappa (0,61). Podobne wyniki uzyskano, badając zmienność oceny przy wielokrotnej analizie obrazu przez jednego obserwatora (średnia różnic 0,0, 95% CI $-1,4-1,4$; współczynnik zgodności kappa 0,66).

Dyskusja

W aktualnych wytycznych zaleca się wykonanie MSCT serca w celu nieinwazyjnego mapowania żył serca przed zabiegami implantacji stymulatorów biwentrikularnych [13]. Optymalna jakość naczyń w MSCT (zarówno tętnic, jak i żył) w najwyższym stopniu zależy od procesu bramkowania EKG oraz wyboru właściwej fazy rekonstrukcji. Problem ten był przedmiotem wcześniejszych badań autorów niniejszej pracy [11, 12].

W przypadku tętnic wieńcowych ocenę jakości obrazowania przeprowadzono zwykle na podstawie długości naczynia i braku artefaktów [14]. Często jakość obrazu określano przy użyciu subiektywnej 5-punktowej skali Likerta [15]. W niniejszej pracy badawczej wykorzystano własną 0–5-punktową skalę do oceny układu żylnego serca [12].

Obrazowanie układu żylnego serca znacznie rzadziej jest przedmiotem zainteresowania badaczy. Jedną z pierwszych analiz było porównanie 4-rzędowej MSCT i konwencjonalnej angiografii opublikowane przez Muhlenbrucha i wsp. [16]. Autorzy użyli 4-punktowej skali dla każdej z żył wieńcowych, gdzie 0 oznaczało żyłę niewidoczną, 3 — dobrze widoczną, ograniczoną strukturę naczyniową. Według tych badaczy zatokę wieńcową zwykle obrazowano optymalnie, gdy tymczasem żyłę boczną naj słabiej. W innym badaniu Abbara i wsp. potwierdzili możliwość wysokiej jakości obrazowania układu żylnego serca przy użyciu 16-rzędowej tomografii komputerowej [17]. Autorzy zastosowali 10-punktową subiektywną skalę (0 — żyła niewidoczna, 10 — żyła doskonale widoczna) i dodatkowo ocenili współczynnik kontrast–szum (*contrast-to-noise ratio*). W badaniu tym zatokę wieńcową obrazowano optymalnie ($9,4 \pm 0,9$; maks. 10), gdy tymczasem żyłę boczną — średnio ($5,2 \pm 2,3$; maks. 10). Nie można bezpośrednio porównać tych wyników z prezentowanymi w niniejszym badaniu ze względu na zastosowanie różnych skali jakości. Dodatkowo niniejsze badanie jest jednym z pierwszych z wykorzystaniem 64-rzędowego skanera oceniających jakość obrazowania układu żylnego. Wyższa rozdzielczość i krótszy czas

badania wiążą się z mniejszą liczbą artefaktów. Na różnice w wynikach może także wpływać użycie różnych tomografów komputerowych oraz brak optymalizacji skanowania dla układu żylnego serca. Ze wszystkich prac wynika jednak, że istnieje możliwość wysokiej jakości obrazowania układu żylnego w MSCT, a optymalną jakość uzyskuje się zwykle w przypadku zatoki wieńcowej, gorszą w przypadku poszczególnych gałęzi żylnych.

Dawka promieniowania dla pacjenta w tego typu badaniach jest relatywnie wysoka ze względu na konieczność skanowania faz zarówno dla tętnic, jak i żył wieńcowych (retrospektywne bramkowanie). Tocząca się dyskusja o potencjalnych długoterminowych skutkach ubocznych promieniowania rentgenowskiego sugeruje, że dawka promieniowania powinna być w równowadze z jakością obrazów układu żylnego generowanego na potrzeby badania elektrofizjologicznego [18, 19].

Wykonywanie MSCT u każdego chorego przed planowanym zabiegiem resynchronizacji serca nie wydaje się w pełni racjonalne. Sukces w kanulacji zatoki wieńcowej i wybór żył docelowych zależą bardziej od umiejętności, doświadczenia i dostępnego sprzętu niż od znalezisk obrazu naczyń w MSCT, jednak obrazowanie układu żylnego serca w MSCT u wybranych chorych (np. w przypadku niepowodzenia podczas pierwszej implantacji CRT) może wpłynąć na odstąpienie od procedury i/lub zmianę strategii leczenia.

Ograniczenia badania

Większość chorych włączono do badania z powodu podejrzenia choroby niedokrwiennej serca, u większości frakcja wyrzutowa była prawidłowa i tylko u kilku stwierdzono zaawansowaną niewydolność krążenia. Wyłączanie chorych z arytmiami jest głównym ograniczeniem MSCT, szczególnie że ekstrasystolia komorowa i migotanie przedsionków są częste u osób z niewydolnością krążenia. Dawka promieniowania oraz ilość środka kontrastowego stosowanego w MSCT są znaczące. Wielu chorych wymaga podania leku beta-adrenolitycznego, aby zwolnić rytm serca, a ten może być źle tolerowany przez osoby z niewydolnością krążenia.

Wnioski

Potwierdzono możliwość uzyskania dobrej jakości obrazowania układu żylnego serca w MSCT. Żył docelowe do resynchronizacji — żyła boczna i tylnoboczna — zwykle są najlepiej widoczne, co potencjalnie może wzmocnić przydatność MSCT.

Podziękowania

Autorzy wyrażają wdzięczność wszystkim technikom radiologii za udzielone wsparcie techniczne. Autorzy nie zgłosili żadnych konfliktów interesów odnoszących się do tej pracy.

Piśmiennictwo

1. Bristow M.R., Feldman A.M., Saxon L.A. Heart failure management using implantable devices for ventricular resynchronization: Comparison of Medical Therapy, Pacing, and Defibrillation in Chronic Heart Failure (COMPANION) trial. COMPANION Steering Committee and COMPANION Clinical Investigators. *J. Card. Fail.* 2000; 6: 276–285.
2. Cleland J.G., Daubert J.C., Erdmann E. i wsp. Longer-term effects of cardiac resynchronization therapy on mortality in heart failure [the CARDiac REsynchronization-Heart Failure (CARE-HF) trial extension phase]. *Eur. Heart J.* 2006; 27: 1928–1932.
3. Jeevanantham V., Zareba W., Navaneethan S. i wsp. Metaanalysis on effects of cardiac resynchronization therapy in heart failure patients with narrow QRS complex. *Cardiol. J.* 2008; 15: 230–236.
4. Jeevanantham V., Daubert J.P., Zareba W. Cardiac resynchronization therapy in heart failure patients: an update. *Cardiol. J.* 2009; 16: 197–209.
5. Behan M.W., Rinaldi C.A. Cardiac resynchronisation therapy for heart failure. *Int. J. Clin. Pract.* 2006; 60: 1107–1114.
6. Vaseghi M., Cesario D.A., Ji S., Shannon K.M. i wsp. Beyond coronary sinus angiography: The value of coronary arteriography and identification of the pericardiophrenic vein during left ventricular lead placement. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2005; 28: 185–190.
7. Scholten M.F., Szili-Torok T., Thornton A.S., Roelandt J.R., Jordaens L.J. Visualization of a coronary sinus valve using intracardiac echocardiography. *Eur. J. Echocardiogr.* 2004; 5: 93–96.
8. Christiaens L., Ardilouze P., Ragot S., Mergy J., Allal J. Prospective evaluation of the anatomy of the coronary venous system using multidetector row computed tomography. *Int. J. Cardiol.* 2008; 126: 204–208.
9. Jongbloed M.R., Lamb H.J., Bax J.J. i wsp. Noninvasive visualization of the cardiac venous system using multislice computed tomography. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2005; 45: 749–753.
10. Van de Veire N.R., Schuijf J.D., De Sutter J. i wsp. Non-invasive visualization of the cardiac venous system in coronary artery disease patients using 64-slice computed tomography. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2006; 48: 1832–1838.
11. Mlynarski R., Sosnowski M., Wlodyka A., Kargul W., Tendera M. A user-friendly method of cardiac venous system visualization in 64-slice computed tomography. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2009; 32: 323–329.
12. Mlynarski R., Sosnowski M., Wlodyka A., Chromik K., Kargul W., Tendera M. Optimal image reconstruction intervals for noninvasive visualization of the cardiac venous system with a 64-slice computed tomography. *Int. J. Cardiovasc. Imag.* 2009; 25: 635–641.
13. Hendel R.C., Patel M.R., Kramer C.M. i wsp.; ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging: A report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group, American College of Radiology, Society of Cardiovascular Computed Tomography, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, American Society of Nuclear Cardiology, North American Society for Cardiac Imaging, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Interventional Radiology. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2006; 48: 1475–1497.
14. Dewey M., Teige F., Rutsch W., Schink T., Hamm B. CT coronary angiography: Influence of different cardiac reconstruction intervals on image quality and diagnostic accuracy. *Eur. J. Radiol.* 2008; 67: 92–99.
15. Taupitz M., Schnorr J., Wagner S. i wsp. Coronary magnetic resonance angiography: experimental evaluation of the new rapid clearance blood pool contrast medium P792. *Magn. Reson. Med.* 2001; 46: 932–938.
16. Muhlenbruch G., Koos R., Wildberger J.E., Gunther R.W., Mahnken A.H. Imaging of the cardiac venous system: comparison of MDCT and conventional angiography. *Am. J. Roentgenol.* 2005; 185: 1252–1257.
17. Abbara S., Cury R.C., Nieman K. i wsp. Noninvasive evaluation of cardiac veins with 16-MDCT angiography. *Am. J. Roentgenol.* 2005; 185: 1001–1006.
18. Schoenhagen P. Back to the future: coronary CT angiography using prospective ECG triggering. *Eur. Heart J.* 2008; 29: 153–154.
19. Einstein A.J., Henzlva M.J., Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA* 2007; 298: 317–323.