



REDAKTOR DZIAŁU
dr n. med.
Magdalena
Zagrodzka

Jaka jest dawka promieniowania w badaniach kardiologicznych w TK?

Magdalena Zagrodzka

Adres do korespondencji
m.zagrodzka@gmail.com

„Wszystkie nasze problemy zostały stworzone przez ludzi i mogą zostać przez ludzi rozwiązane.”

John Fitzgerald Kennedy

Kwestia dawki promieniowania w badaniach TK zdaje się jednym z kluczowych zagadnień poruszanych w czasie rozwoju tej metody. Rozwiązania techniczne zastosowane w wielowarstwowych tomografach komputerowych, szczególnie 16-rzędowych, spowodowały zwiększenie efektywnych dawek ekspozycyjnych, stąd tak wiele wysiłków jest wkładanych w ich ograniczanie. Zgodnie ze słowami J.F. Kennedy'ego wydaje się, iż wygranie walki z nadmiarem promieniowania jonizującego, na jakie narażamy naszych pacjentów w badaniach obrazowych, jest możliwe. Opracowanie procedur diagnostycznych zapisanych w standardach licznych towarzystw medycznych narzuciło reguły wykonywania badań obrazowych. Niestety, nasi pacjenci nie mają wbudowanego licznika promieniowania i nie mamy świadomości, na jakie niebezpieczeństwo ich narażamy, zlecając bez ograniczeń kolejne zdjęcia rentgenowskie, badania izotopowe, koronarografie, tomografie komputerowe czy badania naczyniowe. Problem promieniowania staje się jeszcze bardziej złożony, gdy uświadomimy sobie, że pacjent hospitalizowany na przykład na oddziale kardiologicznym czy chorób wewnętrznych często już w momencie przyjęcia ma przekroczoną dawkę roczną promieniowania, ponieważ już wykonano u niego wstępną diagnostykę kardiologiczną w trybie ambulatoryjnym, w postaci zdjęć rentgenowskich i na przykład czynnościowych badań izotopowych. Oczywisty jest fakt, iż wówczas lekarz prowadzący poszerza na oddziale diagnostykę o niewykonane dotąd badania. Niestety, często powtarzane są badania dopiero co wykonane w innym ośrodku. Przyczyny takiego postępowania są znane i niejako oczywiste. Najczęściej mamy zaufanie do „naszych” diagnostów, lub do „naszego” sprzętu, bo uważamy, że w „naszym” ośrodku jesteśmy w stanie zapewnić pacjentowi lepszą, bardziej wiarygodną diagnostykę. To dość samolubne postępowanie lekarzy odbywa się niestety kosztem pacjenta. W związku z tym na przykład między rokiem 1980 a 2006 dawka skumulowana z wszystkich procedur medycznych oferowanym naszym pacjentom wzrosła o ponad 700%! Natomiast aż o 10% każdego roku wzrasta dawka skumulowana będąca skutkiem badań w TK [1].

Choroba wieńcowa jest najczęstszą przyczyną zgonów w krajach rozwiniętych [2]. Powoduje to ogromną presję na poszukiwanie wiarygodnych, a zarazem ekonomicznych

metod zarówno służących do stratyfikacji ryzyka pacjentów objawowych, u których podejrzewamy chorobę wieńcową, jak i diagnostyki. Nieinwazyjna koronarografia metodą wielorzędowej tomografii komputerowej (WTK), która rozwijała się od 2000 roku, osiągnęła poziom ponad 90% czułości i wartości predykcyjnej ujemnej w wykluczeniu choroby wieńcowej [3-6]. Oznacza to, że WTK tętnic wieńcowych szybko może wyprzeć inne metody diagnostyczne choroby wieńcowej, oczywiście w odpowiedniej proporcji u właściwie wyselekcjonowanych pacjentów, pozwalając skupić się na grupie wybranych chorych, którzy najbardziej potrzebują długotrwałej terapii lub ratunkowych procedur inwazyjnych. Już teraz można zaobserwować w ośrodkach kardiologicznych dysponujących aparatami WTK ekspansję tej metody. Czy ktoś z nas myśli o promieniowaniu, zlecając koronarografię TK?

Narażenie pacjentów na promieniowanie jonizujące podczas badań serca w WTK stanowi największą barierę dla wprowadzenia tej metody do codziennej praktyki klinicznej.

Raport American Heart Association (AHA) z lutego 2009 r. ostrzega, iż brak wiarygodnej informacji dotyczącej promieniowania jonizującego w badaniach WTK serca może ograniczyć stosowanie tej metody wyłącznie do pacjentów objawowych z bólem w klatce piersiowej nieznanego pochodzenia, którzy dodatkowo nie są w grupie niskiego ryzyka [7]. Obawy badaczy związane są z ogromnymi trudnościami w ocenie dawki pochłoniętej przez ciało pacjenta, a w konsekwencji bardzo znacznymi rozbieżnościami między ośrodkami, a nawet między poszczególnymi badaniami! Z raportu wynika, iż tak na-

prawdę nadal nie wiemy, jaki jest efekt jonizujący WTK w badaniach serca w skali globalnej oraz w obserwacji długoterminowej. Wiemy jedynie, iż dawka, którą otrzymuje pacjent w badaniach serca w spiralnej WTK, jest znacząca i nie do pominięcia. Porównanie z innymi badaniami obrazowymi również nie wygląda zbyt różowo i umiejscawia WTK wykonywaną protokołem spiralnym (ok. 9-15 mSv) w środku peletonu – między koronarografią (ok. 7 mSv) a badaniami izotopowymi (ok. 14-41 mSv) (tabela).

Dlaczego zmniejszenie dawki efektywnej w badaniu serca w WTK jest tak trudne?

Nie chciałabym Państwa zanudzać radiologicznymi (czyli w dużej mierze technologicznymi) informacjami. Niemniej jednak sądzę, iż podstawowe informacje dotyczące elementów wpływających na dawkę efektywną oraz techniki jej ograniczania powinny być Państwu znane.

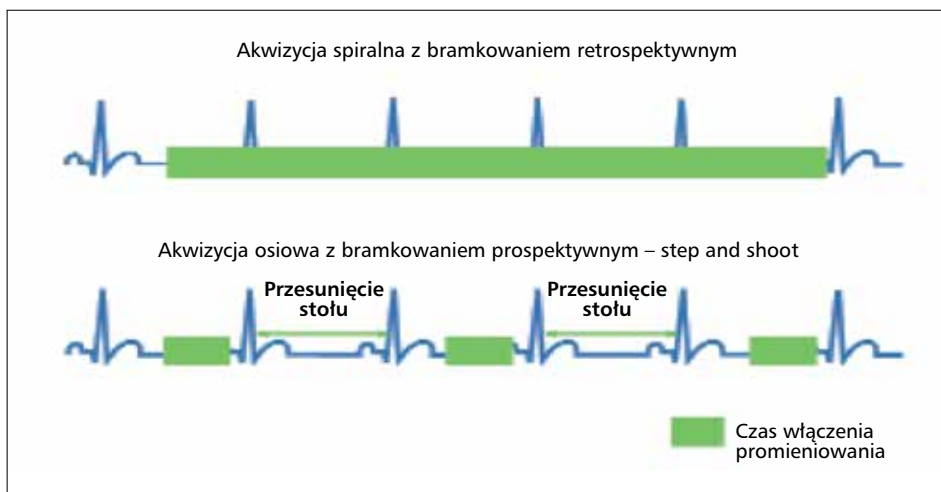
Pierwszym i podstawowym elementem wpływającym na dawkę, jaką otrzymuje pacjent, jest konieczność zapewnienia odpowiedniej jakości obrazów (ograniczenie poziomu szumów w obrazie) – jednym słowem zmniejszenie dawki wpływa bezpośrednio na jakość i diagnostyczność uzyskanych wyników. Jest to wartość charakterystyczna dla układu nadawczo-odbiorczego do uzyskania pewnego stosunku sygnał-szum. Do tego potrzebna jest określona wartość ładunku mAs. Zasada jest prosta – im czulszy, szybszy detektor, tym wartość mAs potrzebna do uzyskania adekwatnej jakości obrazów jest mniejsza. I tu już pojawia się problem w porównywalności badań wykonanych na różnych systemach WTK. Takie badania porównawcze miałyby sens i stałyby się

TABELA Wartości dawki efektywnej prezentowane w wybranych publikacjach radiologicznych [8]

Badanie		Dawka efektywna (mSv)	Zakres zarejestrowanych wartości (mSv)
RTG klatki piersiowej PA + profil		0,1	0,05-0,24
TK klatki piersiowej		7	4-18
TK jamy brzusznej		8	4-25
TK miednicy małej		6	3-10
Calcium Score		3	1-12
64-warstwowa TK tętnic wieńcowych	Bez opcji modulacji prądu	15	12-18
	Z opcją modulacji prądu	9	8-18
Dwuźródłowa TK tętnic wieńcowych	Z opcją modulacji prądu	13	6-17
WTK z bramkowaniem prospektywnym według protokołu step and shot		3	2-4
Angiografia tętnic wieńcowych		7	2-16
Przeżytkowa interwencja wieńcowa lub zabieg ablacji		15	7-57
Perfuzja izotopowa	Sestamibi (1 dzień) stress/rest	9	–
	Thalium stress/rest	41	–
	F-18 FDG	14	–
	Rubidium 82	5	–

RYCINA

Porównanie trybu spiralnego z bramkowaniem retrospektywnym i trybu sekwencyjnego z bramkowaniem prospektywnym (step and shoot). Zielony linia to czas włączonego promieniowania.



wiarygodne tylko wówczas, gdyby były wykonane w odniesieniu do tego samego obiektu, tych samych warunków i tą samą metodą pomiarową (nie ma takich badań porównawczych).

Kolejnym problemem jest w badaniach serca wymóg szybkości wykonywanych skanów. Aby uniknąć artefaktów ruchowych, należy przyspieszyć system, skrócić czas rejestracji danych (wynika to bezpośrednio z zależności mAs – utrzymanie tej wartości i skrócenie czasu, czyli „s”, wymaga zwiększenia wartości mA, czyli natężenia prądu na anodzie), co zwiększa moc generatora. Utrzymanie wartości mAs na określonym poziomie w przypadku badań serca wynika z konieczności zachowania stałej jakości obrazu. Jednym słowem, krótszy czas wykonania skanu wymusza większą moc generatora, aby uzyskać dobrą jakość obrazów. Należy tu wspomnieć także o zwiększaniu mocy generatora w przypadku określonych populacji, na przykład populacji USA, w której ponad 70% osób ma nadwagę. W takich przypadkach należy stosować wyższe wartości mAs, aby promienie rentgenowskie mogły przeniknąć pacjenta i by można było uzyskać diagnostyczne obrazy.

Techniki redukcji dawki

Jak już wspomniałam, wzrost liczby rzędów detektorów i skracanie czasu obrotu lampy w coraz doskonalszych systemach WTK pociąga za sobą wzrost dawki ekspozycyjnej. Dlatego tak dużego znaczenia nabierają wszelkie rozwiązania mające na celu jej zmniejszenie. Producenci najnowszych systemów TK stosują najczęściej następujące rozwiązania:

- Modulacja prądu, dzięki której maksymalne wartości osiągnięte są wyłącznie w fazie rozkurczu (czyli fazie zbierania danych); w pozostałych fazach cyklu serca promieniowanie ustawione jest na poziomie minimalnym. Jest to najłatwiejsze do osiągnięcia w przypadku wolnej czynności serca. Dzięki tej metodzie można zmniejszyć wartość promieniowania o 30-50%.

- Obniżenie napięcia prądu na lampie rentgenowskiej do 100 kV ogranicza promieniowanie, jednak może być rozważane jedynie u osób szczupłych, u których nie ma obawy niewidocznienia w sposób zadowalający struktur anatomicznych przy niższych parametrach promieniowania.

- Redukcja nadmiarowego naświetlania przy starcie i zatrzymaniu skanu spiralnego (adaptive dose shield).

- Zastosowanie protokołu sekwencyjnego (step and shoot), w którym ruch lampy nie odbywa się jednocześnie z ruchem stołu (nie ma standardowej akwizycji spiralnej). Po wykonaniu pełnego obrotu lampy wokół pacjenta spoczywającego na nieruchomym stole (czyli jednorazowym zarejestrowaniu 64 lub więcej warstw) stół z pacjentem jest przesuwany i wykonywana jest kolejna akwizycja. W ten sposób jesteśmy w stanie skrócić czas promieniowania jednorazowej ekspozycji do ok. 100 ms, czyli łączny czas promieniowania to ok. 400-500 ms, a nie tak jak w protokole spiralnym 5 sekund nieprzerwanego świecenia lampy. W tej technice u szczupłych osób dawka promieniowania przy badaniu naczyń wieńcowych nie przekracza 2-3 mSv (rycina).

Technika step and shot stanowi rewolucję i przełom w obniżaniu dawki efektywnej (1-4 mSv). Od chwili wprowadzenia tej metody można myśleć o badaniach przesiewowych w określonych grupach pacjentów z chorobami układu sercowo-naczyniowego.

Raport American Heart Association (AHA) z 2009 r.

Informacje zawarte w raporcie zatytułowanym „Ionizing Radiation In Cardiac Imaging”, poświęconym problematyce kontroli promieniowania w różnych procedurach diagnostycznych, są w dużej mierze zaskakujące.

Główne przesłania grupy roboczej są następujące:

1. W odróżnieniu od łatwej do określenia dawki ekspozycyjnej dawka pochłonięta przez poszczególne narządy nie może być zmierzona bezpośrednio. W wyznaczaniu przybliżonych dawek pochłoniętych przez narządy ludzkiego ciała wykorzystywane są techniki modelowania i obliczania ryzyka nieindywidualizowane w stosunku do konkretnego pacjenta. Dawka efektywna (E) może być jednak przydatna w porównywaniu ryzyka poszczególnych procedur medycznych, w których występuje promieniowanie.

2. W wyniku ostatnich zmian w sposobach obliczania E uzyskane tak wartości numeryczne będą różniły się o 50 do 100% od tych we wcześniejszych publikacjach, pomimo zachowania tych samych jednostek układu SI (mSv). W czasie okresu przejściowego od wartości równoważników tkankowych zawartych w publikacji ICRP 60 na te zawarte w ICRP103 należy spodziewać się rozbieżności i zamieszania dotyczącego podawanych wartości E.

3. Istnieją sprzeczne dowody na potencjalną obecność i stopień ryzyka przemiany nowotworowej pod wpływem rodzajów i poziomów promieniowania występującego podczas badań obrazowych. Przy braku jednoznacznych danych do określenia wytycznych dotyczących ochrony radiologicznej pracowników i pacjentów uzasadnione jest założenie konserwatywnej liniowej bezprogowej zależności pomiędzy promieniowaniem i ryzykiem wystąpienia nowotworów. Obecny zespół autorów raportu stwierdza jednak, że:

- Korzystanie z liniowego modelu bezprogowego nie jest poparte dowodami naukowymi.

- W wyniku rozbieżności związanych z określeniem konkretnej dawki pochłoniętej pacjenta i samoistnym ryzykiem przemian nowotworowych nie ma możliwości potwierdzenia obserwacjami niewielkiego wzrostu ryzyka wystąpienia procesu rozrostowego, zakładanego na podstawie modelu liniowego bezprogowego.

4. Mimo że dokładność przybliżonego określenia dawki w czasie badań serca nie jest pewna, a związek pomiędzy napromieniowaniem a występowaniem przemiany nowotworowej nieokreślony, autorzy raportu popierają koncepcję utrzymywania dawek promieniowania na najniższym uzasadnionym poziomie, gwarantującym jednak uzyskanie poszukiwanych informacji klinicznych.

Wytyczne

1. Badania obrazowe są największym źródłem promieniowania dla populacji USA, które może być kontrolowane przez człowieka, najczęściej dostawcy usług medycznych. W związku z tym:

- W procesie kształcenia medycznego należy zwracać uwagę na to, że kierowanie pacjentów na badania serca narażające ich na promieniowania jonizujące powinno odbywać się po dokładnej analizie potencjalnych korzyści dla chorego oraz pozostawać w zgodzie z ustalonymi i ogólnie obowiązującymi wskazaniem (klasa zaleceń I,

poziom wiarygodności C). Analiza ta powinna obejmować możliwości uzyskania odpowiedzi na pytanie kliniczne metodami nienarządzającymi pacjenta na promieniowanie jonizujące lub narażające go w najmniejszym możliwym stopniu.

- Należy ocenić ryzyko braku prawidłowego rozpoznania w wyniku rezygnacji z odpowiednich badań obrazowych ze względu na promieniowanie jonizujące (klasa zaleceń IIa, poziom wiarygodności C).

- Dostawcy usług medycznych powinni analizować wszystkie badania wykonane u pacjenta również w innych ośrodkach, w celu uniknięcia powtarzania tych samych badań wykorzystujących promieniowanie jonizujące (klasa zaleceń I, poziom wiarygodności C).

- Dostawcy usług medycznych w każdym odpowiednim i uzasadnionym przypadku powinni informować pacjenta o korzyściach i ryzyku związanych z badaniami obrazowymi (klasa zaleceń I, poziom wiarygodności C).

2. Nie zaleca się wykonywania rutynowych badań izotopowych z obciążeniem ani badań TK serca u pacjentów z grupy niskiego ryzyka choroby niedokrwiennej serca bez objawów klinicznych (klasa zaleceń III, poziom wiarygodności B).

3. Od momentu uznania konieczności wykonania badania obrazowego serca należy dołożyć wszelkich starań, aby ograniczyć dawkę promieniowania, dbając jednocześnie o to, by poziom szumów i jakość badania pozwoliły na postawienie pewnego rozpoznania (klasa zaleceń I, poziom wiarygodności C). Techniczne szczegóły ograniczenia dawki promieniowania w poszczególnych badaniach obrazowych wykraczają poza niniejsze opracowanie, lecz zostały szeroko omówione w innych publikacjach.

4. Śledzenie kumulacyjnej dawki życiowej każdego pacjenta nie ma uzasadnienia. Modelowanie mające na celu zindywidualizowanie dawki jest złożone i rzadko wykonywane, a narzędzia i techniki informatyczne adaptujące wymienione modele do różnych technik obrazowych w chwili obecnej nie są dostępne. Ponadto, przydatność i wartość społeczna takiego przedsięwzięcia pozostaje wątpliwa (klasa zaleceń III, poziom wiarygodności B).

5. Specjaliści z dziedziny badań obrazowych i producenci sprzętu nadal powinni pracować nad doskonaleniem technik pomiarów promieniowania w czasie badania oraz automatycznym udostępnianiem tych wyników jako części dokumentacji badania (klasa zaleceń I, poziom wiarygodności C). Pozwoli to na efektywną i wiarygodną analizę dawek promieniowania i trendów ich zmiany.

6. Osoby wykonujące badania obrazowe powinny aktywnie uczestniczyć w określeniu wartości dawek referencyjnych radiologicznych badań obrazowych serca w celach porównawczych pomiędzy ośrodkami na poziomie krajowym (klasa zaleceń I, poziom wiarygodności B).

Komentarz

Cieszy fakt, iż AHA uznało wartość 2-4 mSv w badaniu WTK wykonanym z perspektywnym bramkowaniem

(step and shot) za wystarczająco małą, aby stosować tę metodę w diagnostyce kardiologicznej. Oczywiście jest, iż należy zawsze uważnie zlecać badania obrazowe wykorzystujące promieniowanie rentgenowskie, a wyważenie zysków i strat u każdego chorego zawsze powinno być na korzyść pacjenta.

Czy należy badać wszystkich pacjentów bez czynników ryzyka, tak jak ma to miejsce na przykład w przypadku kolonoskopii TK, którą można wykonywać jako badanie przesiewowe co 5 lat? Odpowiedź brzmi nie, ale sądzę, że moment, kiedy tak będziemy robić, jest już bardzo blisko. Profesor David Dowe z Medical Imaging Galloway (NJ, USA) decyduje się na wykonywanie WTK serca u bezobjawowych mężczyzn poniżej 40 roku życia i bezobjawowych kobiet poniżej 50 roku życia, jeśli są oni w grupie średniego lub wysokiego ryzyka według skali Framingham. W tym przypadku badanie ma potwierdzić lub wykluczyć obecność choroby wieńcowej, a w konsekwencji wpłynąć na dalsze postępowanie.

Kolejne trudne pytanie dotyczy zmian miażdżycowych. Jak należy postępować w przypadku monitorowania pacjentów w WTK? Jeśli w badaniu stwierdzono blaszki miażdżycowe, to u chorego po zaleceniu terapii nie ma wskazań do wykonywania dalszych badań kontrolnych w tomografii komputerowej, dopóki nie zaczną zgłaszać objawów klinicznych. Jeśli natomiast badanie nie wykazało zmian, wówczas należy rozważyć badanie kontrolne po pięciu do dziesięciu latach. Jeśli w taki sposób podejdziesz się do badań przesiewowych w WTK, dawka promieniowania pochłonięta w badaniach kardiologicznych serca w tomografii nie będzie istotnym problemem klinicznym.

Piśmiennictwo

1. Mettler FA Jr, Thomadsen BR, Bhargavan M, et al.: Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary Results Health Physics 2008, 95: 502-507.
2. Lloyd-Jones D, Adams R, Carnethon M, et al.: American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. Heart disease and stroke statistics—2009 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee [published correction appears in Circulation 2009, 119 (3): e182]. Circulation 2009, 119 (3): 480-486.
3. Hamon M, Biondi-Zoccai GG, Malagutti P, et al.: Diagnostic performance of multislice spiral Computed tomography of coronary arteries as compared with conventional invasive coronary angiography: a meta-analysis. J Am Coll Cardiol 2006, 48 (9): 1896-1910.
4. Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, et al.: 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): 1724-1732.
5. Miller JM, Rochitte CE, Dewey M, et al.: Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. N Engl J Med. 2008; 359 (22): 2324-2336.
6. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med 2007, 357 (22): 2277-2284.
7. Gerber TC, Carr JJ, Arai AE, et al.: Ionizing Radiation in Cardiac Imaging: A Science Advisory From the American Heart Association Committee on Cardiac Imaging of the Council on Clinical Cardiology and Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention Circulation 2009, 119: 1056-1065.
8. Mettler FA Jr, Huda W, Yoshizumi TT, et al.: Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. Radiology 2008, 248: 254-263.
17. Clark AL, Pool-Wilson PA, Coats AJ: Exercise limitation in chronic heart failure: a central role of periphery. J Am Coll Cardiol 1996, 28: 1092-1102.
18. Krzysztofiak H, Mamcarz A. Recepta na wysiłek. Kardioprofil 2005, 2: 134-140.
19. Węgrzynowska-Teodorczyk K, Jankowska EA, Banasiak W, et al.: Znaczenie treningu oporowego w redukcji mięśniowych następstw niewydolności serca. Kardiologia Pol 2008, 66: 434-442.
20. Williams MA, Haskell WL, Ades PA, et al.: Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease: 2007 update. A scientific statement from the American Heart Association Council on Clinical Cardiology on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism. Circulation 2007, 116: 572-584.
21. Rudzińska E, Węgrzynowska-Teodorczyk K, Maj J, et al.: Wstępne wyniki treningu oporowego izokinetycznego u chorych z niewydolnością serca. Folia Cardiologica Excerpta 2009, 4, supl B: 10.
22. Meyer K: Resistance exercise in chronic heart failure – landmark studies and implications for practice. Clin Invest Med 2006, 29: 166-169.
23. Braith RW, Beck DT: Resistance exercise: training adaptations and developing a safe exercise prescription. Heart Fail Rev 2008, 13: 69-79.
24. Spruit MA, Eterman R-M, Hellwig V, et al.: A systematic review on the effects of moderate-to-high intensity resistance training in patients with chronic heart failure. Heart 2009, 95: 1399-408.

Ciąg dalszy piśmiennictwa na str. 78