



Ocena narażenia pacjenta na promieniowanie jonizujące w tomografii komputerowej przy użyciu lokalnych diagnostycznych poziomów referencyjnych i oszacowanej dawki efektywnej na przykładzie procedury oceny wskaźnika uwapnienia tętnic wieńcowych

Assessment of patient exposure to ionizing radiation in computed tomography using local diagnostic reference levels and estimated effective dose on the example of the procedure for assessing the coronary calcification index

Joanna Kidoń^{1,2}, Wiktoria Piłat³, Danuta Łoboda⁴, Bartłomiej Stasiów⁵

¹ Zakład Kardiologii Inwazyjnej i Elektrokardiologii, III Katedra Kardiologii, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, ul. Ziołowa 45-47, 40-635 Katowice, tel.: +48 32 359 87 97, e-mail: joanna.kidon@sum.edu.pl

² Dział Fizyki Medycznej, Górnośląskie Centrum Medyczne im. prof. L. Gieca Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, ul. Ziołowa 45, 40-635 Katowice

³ Wydział Nauk o Zdrowiu, kierunek Elekroradiologia, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, ul. Medyków 12, 40-751 Katowice

⁴ Klinika Elektrokardiologii i Niewydolności Serca, Wydział Nauk o Zdrowiu, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach ul. Ziołowa 45/47, 40-635 Katowice

⁵ Zakład Diagnostyki Obrazowej, Górnośląskie Centrum Medyczne im. prof. L. Gieca Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach, ul. Ziołowa 45/47, 40-635 Katowice

Streszczenie

Wprowadzenie. Wielowarstwowa tomografia komputerowa umożliwiła zaawansowaną diagnostykę schorzeń układu sercowo-naczyniowego, w tym również ilościową ocenę uwapnienia tętnic wieńcowych opartą na analizie całkowitego wskaźnika uwapnienia (*coronary artery calcium scoring*, CAC). Wraz z rosnącym wykorzystaniem skali CAC do oceny ryzyka sercowo-naczyniowego, ocena narażenia na promieniowanie potencjalnie dużej populacji pacjentów stała się istotna.

Cel badania. Celem pracy jest ocena narażenia pacjentów na promieniowania jonizujące w wielowarstwowej tomografii komputerowej na przykładzie procedury oceny wskaźnika uwapnienia tętnic wieńcowych. W pracy wyznaczono lokalne diagnostyczne poziomy referencyjne, a także oszacowano dawki efektywne dla tej procedury.

Materiał i metody. Analizie poddano parametry dozymetryczne DLP (iloczyn dawki i długości, ang. *Dose Length Product*) oraz CTDI_w (ważony tomograficzny indeks dawki, ang. *Computed Tomography Dose Index*) dla 300 badań. Lokalnie diagnostyczne

poziomy referencyjne określono jako trzeci kwartył rozkładu zmienności DLP i CTDI. Dawki efektywne oszacowano przy użyciu współczynnika konwersji $k = 0,014$. Analizie poddano pełną grupę pacjentów oraz grupę pacjentów o wadze około 70 kg.

Wyniki. W pełnej grupie analizowanych badań lokalne diagnostyczne poziomy referencyjne wyniosły: 5,9 mGy (CTDI_w) oraz 86,9 mGy * cm (DLP). Dla grupy tej oszacowano średnią dawkę efektywną na poziomie 1,16 mSv. Dla grupy pacjentów o wadze około 70 kg otrzymano: 4,7 mGy (CTDI_w) oraz 66,9 mGy * cm (DLP) oraz 0,90 mSv, odpowiednio.

Wnioski. Wyznaczone dla procedury oceny wskaźnika uwapnienia tętnic wieńcowych lokalnie diagnostyczne poziomy referencyjne mogą stanowić wartości odniesienia dla podobnej klasy sprzętu oraz dla podobnej populacji pacjentów. Oszacowana dawka efektywna dla tej procedury jest na poziomie relatywnie niskim, porównywalnym ze zdjęciem RTG kręgosłupa lędźwiowego.

Słowa kluczowe: diagnostyczne poziomy referencyjne, dawka efektywna, wielowarstwowa tomografia komputerowa, wskaźnik uwapnienia tętnic wieńcowych

otrzymano / received:

23.06.2022

poprawiono / corrected:

30.06.2022

zaakceptowano / accepted:

04.07.2022



Abstract

Introduction. Multi-Slice Computed Tomography enabled advanced diagnostics of cardiovascular diseases, including the quantitative assessment of coronary artery calcium scoring (CAC). With the increasing use of coronary artery calcium (CAC) scoring for the estimation of cardiovascular risk, the assessment of radiation exposure to this potentially large patient population has become relevant.

Aim. The aim of the study is to assess the exposure of patients to ionizing radiation in multi-slice computed tomography for the assessment of the coronary artery calcium scoring procedure. In the study, local diagnostic reference levels were determined and the effective doses for this procedure were estimated.

Material and methods. Dosimetric parameters of DLP (Dose Length Product) and $CTDI_w$ (weighted tomographic dose index) for 300 studies were analyzed. The local diagnostic reference levels were defined as the third quartile of the DLP and CTDI

variability distribution. Effective doses were estimated using the conversion factor $k = 0.014$. The full group of patients and a group of patients weighing about 70 kg were analyzed.

Results. In the full group of analyzed studies, the local diagnostic reference levels were 5.9 mGy ($CTDI_w$) and 86.9 mGy * cm (DLP). For this group, the average effective dose was estimated at 1.16 mSv. For the group of patients weighing about 70 kg, the results were: 4.7 mGy ($CTDI_w$) and 66.9 mGy * cm (DLP) and 0.90 mSv, respectively.

Conclusions. The local diagnostic reference levels designated for the coronary artery calcium scoring procedure may be reference values for a similar class of equipment and for a similar patient population. The estimated effective dose for this procedure is relatively low, comparable to an X-ray of the lumbar spine.

Key words: diagnostic reference levels, effective dose, multi-slice computed tomography, coronary artery calcium scoring

Wprowadzenie

Postęp diagnostyki obrazowej zapoczątkowany odkryciem Wilhelma Röntgena z przetomu XIX i XX wieku, wspierany przez zdobycze technologiczne, doprowadził do powstania nowej techniki obrazowania – wielowarstwowej tomografii komputerowej (*Multi-Slice Computed Tomography*, MSCT). Rozwój MSCT umożliwił zaawansowaną diagnostykę schorzeń układu sercowo-naczyniowego, w tym ilościową ocenę uwapnienia tętnic wieńcowych opartą na analizie całkowitego wskaźnika uwapnienia (*coronary artery calcium scoring*, CAC), ocenę budowy anatomicznej serca i dużych naczyń oraz nasilenia zmian miażdżycowych w tętnicach nasierdziowych, a także nieinwazyjną kontrolę naczyń wieńcowych po zabiegach pomostowania aortalno-wieńcowego i angioplastyki wieńcowej [1].

CAC jest z powodzeniem wykorzystywany w ocenie ryzyka chorób sercowo-naczyniowych na podłożu miażdżycowym (*atherosclerotic cardiovascular disease*, ASCVD) w grupie stabilnych pacjentów z granicznym ryzykiem ocenionym na podstawie klasycznych czynników ryzyka i kart SCORE (*Systemic Coronary Risk Estimation*) [2, 3]. Wyższy niż oczekiwany dla płci i wieku CAC wskazuje na wyższe ryzyko sercowo-naczyniowe i skłania do intensyfikacji prozdrowotnych zmian w stylu życia oraz wcześniejszej farmakoterapii (statyny, kwas acetylosalicylowy). Z kolei brak lub niższy niż oczekiwany CAC sugeruje niższe ryzyko ASCVD i często umożliwia odroczenie diagnostyki inwazyjnej [4, 5]. Ograniczeniem metody jest jednak fakt, że CAC nie różnicuje ekscentrycznej od koncentrycznej blaszki miażdżycowej oraz nie odzwierciedla jej istotności anatomicznej i hemodynamicznej, może natomiast być niski lub zerowy u młodszych pacjentów z istotną, ale nieuwapnioną blaszką miażdżycową.

Metoda MSCT cechuje się większą kontrastową zdolnością rozdzielczą względem radiografii konwencjonalnej przy

zachowanym krótkim czasie akwizycji i synchronizacji skanowania z elektrokardiogramem, ale też i większą dawką promieniowania jonizującego, której ze względu na zwiększone ryzyko radiacyjne nie można zaniedbać [6, 7]. Wiadomo bowiem, że każda, nawet zaawansowana technika obrazowa wykorzystująca promieniowanie jonizujące, powinna przede wszystkim spełniać założenia zasady ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), nakazujące zmniejszenia dawki diagnostycznej do minimalnego poziomu, w którym zachowane są korzyści diagnostyczne.

Cel badania

Celem pracy jest ocena narażenia pacjentów na promieniowania jonizujące, a także omówienie sposobu wyznaczenia lokalnych diagnostycznych poziomów referencyjnych, szacowania dawki efektywnej w MSCT na przykładzie procedury oceny wskaźnika uwapnienia tętnic wieńcowych. Poziomy referencyjne zalecane w Polsce zostały określone w załączniku numer 2 do rozporządzenia Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej z 3 kwietnia 2017 roku (aktualnie ma miejsce proces legislacyjny nowego rozporządzenia zawierającego diagnostyczne poziomy referencyjne, które będą obowiązywać w naszym kraju). Podane w obecnie obowiązującym rozporządzeniu (a także w ww. projekcie) wartości referencyjne nie uwzględniają jednak oceny CS metodą tomografii komputerowej. Mając jednak na uwadze zadania fizyka medycznego polegające na optymalizacji ochrony radiologicznej pacjentów i innych osób poddawanych ekspozycjom medycznym (art. 33h.3 ustawy Prawo atomowe z 2021 r.) stwierdziliśmy konieczność wyznaczenia wewnętrznych diagnostycznych poziomów referencyjnych m.in. dla tego badania.



Materiał i metody

Ocenę narażenia pacjenta w badaniach MSCT wykonano w oparciu o analizę dwóch wielkości dozymetrycznych: CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) oraz DLP (*Dose Length Product*). Tomograficzny indeks dawki (CTDI) jest definiowany jako pojedyncza ekspozycja w płaszczyźnie poprzecznej do osi długiej (osi badania – osi z) otórkowej komory jonizacyjnej o długości 100 mm umieszczonej w fantomie PMMA (szkło akrylowe, ang. poly(methyl methacrylate)) długości 15 cm, którego wymiary są dostosowane do typowych wymiarów ciała i głowy. CTDI określony z wykorzystaniem cylindrycznej komory jonizacyjnej o długości 10 centymetrów jest opisywany następującą zależnością [8]:

$$CTDI_{PMMA,100} = \frac{1}{T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz, \quad (1)$$

gdzie T odpowiada grubości warstwy podczas pojedynczego obrotu lampy rtg, natomiast D(z) dawce promieniowania zmierzonej w pozycji wzdłuż głównej osi skanera, czyli profilowi dawki. Jednostką CTDI jest mGy * cm. Fantom z PMMA najczęściej przyjmuje kształt walca z pięcioma wydrążonymi otworami, z których jeden pokrywa się z osią obrotu, zaś pozostałe są rozmieszczone od niego w odległości 90 stopni i osadzone na głębokości 1 centymetra. Średnica dla fantomu głowy wynosi 16 centymetrów, a dla fantomu tułowia 32 centymetry. Komora jonizacyjna jest umieszczana w jednym z otworów, a w pozostałych umieszcza się pręty z PMMA. Celem wyznaczenia ważonego tomograficznego współczynnika dawki należy skorzystać z poniższej zależności [8]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p. \quad (2)$$

CTDI_c odnosi się do CTDI_{PMMA,100} dla pomiaru w środkowym otworze fantomu, natomiast CTDI_p to średnia z wartości CTDI_{PMMA,100} zmierzonych w pozostałych otworach na obwodzie fantomu. CTDI_w opisuje w przybliżeniu średnią dawkę w obrazowanej warstwie. Wielkość dawki zależy także od gęstości rozmieszczenia przekrojów, stąd częściej stosowaną wielkością jest objętościowy tomograficzny współczynnik dawki CTDI_{vol}, wyrażający się następującym wzorem:

$$CTDI_{vol} = \frac{nT}{\Delta d} CTDI_w. \quad (3)$$

Dzięki niemu możliwa jest konwersja średniej dawki w przekroju CTDI_w na średnią dawkę w objętości CTDI_{vol}. W zależności od trybu obrazowania, Δd dla obrazowania aksjalnego odpowiada odległości przesuwu stołu pomiędzy kolejnymi obrotami lampy, natomiast dla obrazowania spiralnego jest to odległość, o jaką przesuwa się stół w trakcie jednego obrotu lampy [9], przy czym

$$\frac{nT}{\Delta d} = \frac{1}{pitch} \quad [8]. \quad (4)$$

Iloczyn dawka–długość (DLP) obrazuje narażenie pacjenta dla całego badania/całej sekwencji i wyrażony jest jako [10]:

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \cdot T \cdot N \cdot C, \quad (5)$$

gdzie i określa sekwencję skanowaną (będącą częścią danego badania), N liczbę warstw, T grubość warstwy, a C iloczyn prądowo-czasowy dla całej aksjalnej lub helikalnej sekwencji skanowania. Należy zaznaczyć, że

$$nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{c}, \quad (6)$$

gdzie c stanowi iloczyn prądowo-czasowy danej warstwy. W przypadku skanowania spiralnego DLP wynosi:

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \cdot T \cdot A \cdot t, \quad (7)$$

Dla każdej z sekwencji badania opisywanej literą i, T stanowi nominalną grubość warstwy wyrażoną w centymetrach, A to prąd lampy w miliamperach, natomiast czas akwizycji dla danej sekwencji podawany w sekundach wyrażony jest przez t [10].

Omówione wyżej parametry dozymetryczne stanowią zgodnie z raportem Międzynarodowej Komisji Ochrony Radiologicznej (*International Commission Radiation Protection, ICRP*) numer 135 jedne ze wskaźników promieniowania służące do oceny narażenia pacjenta podczas obrazowania medycznego [11]. Oceny takiej dokonuje się na podstawie porównania wygenerowanych podczas badania ww. wskaźników z poziomami referencyjnymi określonymi jako diagnostyczne poziomy referencyjne (*Diagnostic Reference Levels, DRL*). Poziomy te zostały omówione po raz pierwszy w 1996 r. na łamach 73 raportu ICRP. Ze względu na rozwój techniki obrazowania medycznego pierwotnie przedstawiona definicja wymagała aktualizacji i zgodnie z 135 raportem ICRP, DRL to forma poziomu badawczego, która jest częścią procesu optymalizacji ochrony radiologicznej pacjenta przed promieniowaniem jonizującym w procedurach diagnostycznych i interwencyjnych. Monitorowanie poziomów referencyjnych powinno zawierać dawki zarówno zbyt wysokie, jak i zbyt niskie względem wartości odniesienia, ponieważ zbyt niska dawka może ograniczyć jakość diagnostyczną badania. Podczas oceny narażenia pacjenta należy mieć na uwadze fakt, że zoptymalizowana dawka ma związek nie tylko z rodzajem procedury, ale także z rozmiarami pacjenta. Włączenie do definicji DRL danych antropometrycznych umożliwi przyporządkowanie badanych do odpowiednich grup klasyfikujących ich ze względu na wagę i wzrost, co w przypadku pacjentów o niestandardowej budowie ciała pozwala zapobiec zakwalifikowaniu wygenerowanych podczas badania parametrów dozymetrycznych jako przekraczające wartości DRL. Mając na uwadze powyższe, należy zauważyć, że zgodnie z ustawą Prawo atomowe z 1 marca 2021 roku diagnostyczne poziomy referencyjne definiuje się jako poziom dawki lub poziom aktywności dla radiofarmaceutyków, w porównaniu do typowych procedur przeprowadzanych na standardowych fantomach lub pacjencie o standardowej budowie ciała (170 centymetrów wzrostu i 70 kilogramów wagi) [12].

Lokalne diagnostyczne poziomy referencyjne w naszej pracy zostały wyznaczone na podstawie metodologii opisanej w „*Local diagnostic reference levels and effective doses: single institution*

**Tabela 1** Charakterystyka pełnej grupy badawczej

Parametr	Wartość
Liczba pacjentów	300
Liczba kobiet	144
Liczba mężczyzn	146
Wiek + odchylenie standardowe	63±12
Wzrost + odchylenie standardowe	169±9
Waga + odchylenie standardowe	83±16

Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 2 Charakterystyka grupy badawczej o wadze ok. 70 kg

Parametr	Wartość
Liczba pacjentów	60
Liczba kobiet	42
Liczba mężczyzn	18
Wiek + odchylenie standardowe	67±10
Wzrost + odchylenie standardowe	165±8
Waga + odchylenie standardowe	70±1

Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 3 Wyniki testów oceny zgodności rozkładu analizowanych zmiennych z rozkładem normalnym

K-S d	p	Lilliefors p	Shapiro-Wilk W	p
CTDI _w [mGy] calcium score				
0,25	< 0,01	< 0,01	0,62	0,0000
CTDI _w calcium score dla pacjenta o masie 70 kg [mGy]				
0,19	< 0,01	< 0,01	0,80	0,00000
DLP [mGy * cm] calcium score				
0,29	< 0,01	< 0,01	0,52	0,0000
DLP [mGy*cm] calcium score dla pacjenta o masie 70 kg				
0,22	< 0,05	< 0,01	0,60	0,00000

CTDI_w – Computed Tomography Dose Index (ważony tomograficzny indeks dawki); DLP – Dose Length Product (iloczyn dawki i długości), K-S d – wynik testu Kołmogorowa-Smirnowa, p – poziom istotności statystycznej, Shapiro-Wilk W – wynik testu Shapiro-Wilka, Lilliefors p – poziom istotności statystycznej testu Lillieforsa

Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 4 Miary położenia, zmienności parametrów dozymetrycznych DLP (iloczyn dawki i długości) oraz CTDI_w (ważony tomograficzny indeks dawki)

Zmienna	Statystyki opisowe (calcium score)							
	Liczba pacjentów	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Pierwszy Kwartyl	Trzeci Kwartyl – DRL	SD
Wyniki dla pełnej grupy pacjentów								
CTDI _w [mGy] calcium score	232	5,6	5,2	1,3	25,0	4,4	5,9	2,8
DLP [mGy * cm] calcium score	232	82,9	73,8	16,8	510,3	62,7	86,9	53,0
Wyniki dla grupy pacjentów o wadze ok. 70 kg								
CTDI _w [mGy] calcium score	48	4,4	4,3	3,1	9,2	3,8	4,7	1,0
DLP [mGy * cm] calcium score	48	64,6	62,6	40,3	167,0	57,1	66,9*	17,9

* DLP niższe o 23% od DLP dla całej grupy, DRL – diagnostyczny poziom referencyjny (75 percentyl, 3 kwartyl)

Źródło: Opracowanie własne.

Tabela 5 Dawka efektywna (E)

Zmienna	Średnia	Mediana
Wyniki dla pełnej grupy pacjentów		
E [mSv]	1,16	1,03
Wyniki dla grupy pacjentów o wadze ok. 70 kg		
E [mSv]	0,90	0,88

Źródło: Opracowanie własne.

levels for interventional cardiology procedures for adult patients" [12]. Dawka efektywna została oszacowana poprzez pomnożenie DLP (wartość średnia, mediana) przez współczynnik konwersji $k = 0,014$ [13]. Analizowane badania zostały przeprowadzone przy użyciu tomografu komputerowego Somatom Force (2019 r., Siemens). Grupy badawcze scharakteryzowano w tabelach 1 i 2.

Wyniki

Tabele 3 i 4 zawierają wyniki analizy statystycznej danych dozymetrycznych analizowanej procedury tomografii komputerowej.

W Tabeli 5 zamieszczono oszacowane dawki efektywne.

Dyskusja

Konsekwencją obowiązku aktualizowania wartości poziomów referencyjnych i ich stałej optymalizacji są liczne publikacje racjonalizujące przyjęte normy oraz umożliwiające porównanie uzyskanych wartości DRL względem wyników z placówek medycznych z całego świata [11, 14-16]. Zgodnie z rekomendacją Międzynarodowej Organizacji Zdrowia poziomy DRL powinny być określane na podstawie parametrów łatwo mierzalnych [17], stąd w praktyce obserwuje się wyrażanie poziomów DRL za pomocą parametrów dozymetrycznych „wskazywanych” przez urządzenie rtg (DAP – iloczyn dawki i powierzchni, DLP, CTDI itp.). Należy zaznaczyć również, że zgodnie z raportem ICRP 135 istnieje konieczność uwzględnienia aspektów klinicznych i technicznych poszczególnych badań w wyznaczaniu wartości referencyjnych, systematycznego ustalania ich wartości oraz ciągłej aktualizacji [11]. Zgodnie natomiast z wytycznymi EURATOM 97/43 poziomy DRL powinny być określone dla każdej radiologicznej procedury. Należy mieć również na uwadze, że poziomy DRL nie stanowią limitów, są zalecanymi poziomami, których

ustalenie i stosowanie w skomplikowanych procedurach powinno być elastyczne [17].

Wyznaczone przez nas wartości lokalnych diagnostycznych poziomów referencyjnych dla procedury ilościowej oceny uwapniania tętnic wieńcowych mieszczą się w zakresie proponowanym w literaturze. Proponowane DRL wynoszą 51-150 mGycm oraz 8 mGy, dla DLP i CTDI odpowiednio [18]. Dawki efektywne



publikowane w 2006 roku dla badania CAC zostały oszacowane w szerokim zakresie od 0,8-10,5 mSv [19]. W badaniu nowszym (2016 r.) średnie efektywne dawki dla analizowanego badania zawężono do zakresu 0,74-1,26 mSv (analizowano 3442 procedury CS, sześć różnych centrów medycznych wyposażonych w urządzenia CT – Siemens64, Siemens Somatom Definition, GE64, Toshiba 320) [13]. Uzyskane przez nas wyniki dawek efektywnych mieszczą się w zakresach opublikowanych w literaturze. Należy zaznaczyć, że badanie Calcium Score ma dużą wartość kliniczną, prognostyczną w ocenie incydentów sercowo-naczyniowych przy relatywnie niskiej dawce promieniowania, porównywalnej na przykład ze zdjęciem RTG kręgosłupa lędźwiowego. W związku z tym korzyści dla chorego znacznie przewyższają potencjalne negatywne skutki promieniowania jonizującego. Warto tutaj jeszcze wspomnieć, że dawka efektywna jest sumą dawki równoważnej z uwzględnieniem odpowiedniego współczynnika wagowego dla tkanki/narządu (uśrednionego dla wieku i płci), dlatego jej wartość powinno się szacować w celach porównawczych (m.in. procedur radiologicznych różnego typu, stosowanych urządzeń, uzasadnienia wyboru procedury czy też optymalizacji procedury radiologicznej), a nie w celu określenia jej dla konkretnego pacjenta [6, 11]. Należy pamiętać jednak o tym, że dawka efektywna może być wskaźnikiem służącym do oszacowania ryzyka i na jej podstawie można oszacować ryzyko wystąpienia nowotworu z uwzględnieniem takich czynników jak: rodzaj wykonanej procedury radiologicznej czy danych pacjenta (płeć, wiek, pochodzenie) [6].

Wszystkie analizowane parametry dozymetryczne (CTDI, DLP) posiadają rozkłady charakteryzujące się asymetrią prawostronną (wartość mediany jest niższa od średniej), zatem wszystkie odbiegają kształtem od rozkładu normalnego, o czym świadczą również wyniki odpowiednich testów (Shapiro-Wilka, Kołmogorowa-Smirnowa z poprawką Lillieforsa, odrzucenie hipotezy zerowej zakładającej normalność rozkładów na poziomie istotności statystycznej poniżej 0,01). Zaobserwowane kształty rozkładów zgodne są z tym, co obserwuje się w praktyce – wartości dawek najmniejszych występują najczęściej, wartości dawek największych natomiast znacznie rzadziej. W tym miejscu należy zaznaczyć, że jeżeli rozkład zmiennej odbiega kształtem od rozkładu normalnego, wówczas do opisu tego rozkładu należy zastosować medianę, a nie wartość średnią [20].

W ocenie narażenia pacjenta na promieniowanie jonizujące bardzo ważnym aspektem jest uwzględnienie danych antropometrycznych pacjenta (waga, wzrost), szczególnie w procedurach radiologicznych, w których parametry ekspozycyjne dobierane są automatycznie. Aktualnie pojawił się projekt „Rozporządzenia Ministra Zdrowia w sprawie kategorii i kryteriów kwalifikowania ekspozycji niezamierzonych i narażeń przypadkowych, działań, które należy podjąć w jednostce ochrony zdrowia po ich wystąpieniu, a także zakresu informacji objętych Centralnym Rejestrem Ekspozycji Niezamierzonych i Narażeń Przypadkowych”, w którym do zdarzeń kategorii II zalicza się przekroczenie diagnostycznego poziomu referencyjnego

o więcej niż 200%. Należy tutaj zaznaczyć, że diagnostyczne poziomy referencyjne określone są dla pacjenta o standardowej budowie ciała, tj. 70 kg, 170 cm. Bez prawidłowego analizowania danych dozymetrycznych wraz z wyżej wspomnianymi danymi antropometrycznymi nie można wykluczyć sytuacji zakwalifikowania zdarzenia w sposób nieprawidłowy jako zdarzenie klasy II. W tym miejscu należy zaznaczyć, że za analizę zdarzeń obejmujących lub potencjalnie obejmujących ekspozycje niezamierzone lub narażenia przypadkowe, zgodnie z art. 33h.3 ustawy Prawo atomowe z 2021 r., odpowiada fizyk medyczny.

Wnioski

Analizowana w pracy procedura tomografii komputerowej oceny wskaźnika uwapnienia tętnic wieńcowych, mimo dużej popularności, nie została uwzględniona w załączniku numer 2 do rozporządzenia Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej z 3 kwietnia 2017 r., a także w projekcie rozporządzenia zawierającym poziomy DRL, które będą obowiązywać w naszym kraju. Uzyskane dla tej procedury lokalne diagnostyczne poziomy referencyjne mogą stanowić wartości odniesienia dla podobnej klasy sprzętu oraz dla podobnej populacji.

reklama



KOSS

RENTGEN-SERWIS

Aparaty RTG
Sprzedaż
Dzierżawa
Serwis

Radiografia
cyfrowa DR

RENTGEN-SERWIS Zygmunt Koss Rafał Koss
ul. Kasjopei 8 • 80-299 Gdańsk
e-mail: rentgenserwis@gmail.com
www.koss.net.pl • tel. 603 270 482



Piśmiennictwo

1. D'Arcy J, Myerson SG. *Investigations in valvular heart disease*. Clin Med 2010;10:172–6. <https://doi.org/10.7861/clinmedicine.10-2-172>.
2. Visseren FLJ, Mach F, Smulders YM, Carballo D, Koskinas KC, Bäck M, et al. 2021 ESC Guidelines on cardiovascular disease prevention in clinical practice: Developed by the Task Force for cardiovascular disease prevention in clinical practice with representatives of the European Society of Cardiology and 12 medical societies With. Eur Heart J 2021;42:3227–337. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab484>.
3. Knuuti J, Wijns W, Saraste A, Capodanno D, Barbato E, Funck-Brentano C, et al. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. Eur Heart J 2020;41:407–77. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehz425>.
4. Lin JS, Evans C V, Johnson E, Redmond N, Coppola EL, Smith N. *Nontraditional Risk Factors in Cardiovascular Disease Risk Assessment: Updated Evidence Report and Systematic Review for the US Preventive Services Task Force*. JAMA 2018;320:281–97. <https://doi.org/10.1001/jama.2018.4242>.
5. Peters SAE, den Ruijter HM, Bots ML, Moons KGM. *Improvements in risk stratification for the occurrence of cardiovascular disease by imaging subclinical atherosclerosis: a systematic review*. Heart 2012;98:177–84. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2011-300747>.
6. Harrison JD, Balonov M, Bochud F, Martin C, Menzel H-G, Ortiz-Lopez P, et al. ICRP Publication 147: *Use of Dose Quantities in Radiological Protection*. Ann ICRP 2021;50:9–82. <https://doi.org/10.1177/0146645320911864>.
7. Zira D. *Estimated relative risk Associated with Patients Doses during Computed Tomography of Thorax in A Radiology Facility in Imo State 2020*.
8. International Atomic Energy Agency (IAEA). *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice Technical report series no. 457*. IAEA 2007.
9. Skrzyński W. *Tomograficzny indeks dawki CTDI*. Inżynier i Fiz Med 2017;6:49–56.
10. European Commission. *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography European Guidelines on Quality Criteria*. Eur 16262 En 1999:1–71.
11. Vaňo E, Miller DL, Martin CJ, Rehani MM, Kang K, Rosenstein M, et al. *ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging*. vol. 46. 2017. <https://doi.org/10.1177/0146645317717209>.
12. Kidoń J, Polaczek-Grelík K, Wojciuch L. *Local diagnostic reference levels and effective doses: single institution levels for interventional cardiology procedures for adult patients*. Polish J Med Phys Eng 2022;28:77–83. <https://doi.org/10.2478/pjmpe-2022-0009>.
13. Messenger B, Li D, Nasir K, Carr JJ, Blankstein R, Budoff MJ. *Coronary calcium scans and radiation exposure in the multi-ethnic study of atherosclerosis*. Int J Cardiovasc Imaging 2016;32:525–9. <https://doi.org/10.1007/s10554-015-0799-3>.
14. D'Ercole L, Thyrión FZ, Bocchiola M, Mantovani L, Klersy C. *Proposed local diagnostic reference levels in angiography and interventional neuroradiology and a preliminary analysis according to the complexity of the procedures*. Phys Medica PM an Int J Devoted to Appl Phys to Med Biol Off J Ital Assoc Biomed Phys 2012;28:61–70. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2010.10.008>.
15. Erskine BJ, Brady Z, Marshall EM. *Local diagnostic reference levels for angiographic and fluoroscopic procedures: Australian practice*. Australas Phys Eng Sci Med 2014;37:75–82. <https://doi.org/10.1007/s13246-014-0244-2>.
16. European Union. *Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries*. Part 2/2. Radiat Prot N° 180 2014:1–73.
17. Stratis AI, Anthopoulos PL, Gavaliatsis IP, Ifantis GP, Salahas AI, Antonellis IP, et al. *Patient dose in cardiac radiology*. Hell J Cardiol 2009;50:17–25.
18. Paulo G, Damilakis J, Tsapaki V, Schegerer AA, Repussard J, Jaschke W, et al. *Diagnostic Reference Levels based on clinical indications in computed tomography: a literature review*. Insights Imaging 2020;11. <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00899-y>.
19. Kim KP, Einstein AJ, Berrington de González A. *Coronary artery calcification screening: estimated radiation dose and cancer risk*. Arch Intern Med 2009;169:1188–94. <https://doi.org/10.1001/archinternmed.2009.162>.
20. Stanisław A. *Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny Tom 1. Statystyki podstawowe*. Kraków: 2006.