Dawki promieniowania otrzymywane przez dzieci podczas wykonywania zdjęć rentgenowskich

Radiation doses received by children during radiographs

Michał Radczuk, Jerzy Kasprzak

Wojewódzka Stacja Sanitarno-Epidemiologiczna w Bydgoszczy
Bydgoska Szkoła Wyższa w Bydgoszczy

Wprowadzenie. Dynamiczny rozwój medycyny i techniki przyczynił się do znacznego wzrostu dostępności diagnostyki stosującej promieniowanie RTG. Rośnie ilość wykonywanych procedur diagnostycznych. Pociąga to za sobą oczywisty wzrost otrzymywanej przez ludność średniej rocznej dawki promieniowania jonizującego. Ekspozycja medyczna ma drugi (po radonie) procentowy udział w średniej rocznej dawce promieniowania. Szczególnie istotne jest ograniczanie i kontrolowanie wielkości narażenia na promieniowanie jonizujące w procedurach pediatrycznych.

Cel badań. Ocena wielkości dawek DAP otrzymywanych przez dzieci podczas zdjęć rentgenowskich w województwie kujawsko-pomorskim, oraz próba identyfikacji przyczyn przekroczeń poziomów referencyjnych DAP.

Materiał i metoda. Oddział Badań Radiacyjnych Wojewódzkiej Stacji Sanitarno-Epidemiologicznej w Bydgoszczy od 2011 r. realizuje program pomiarów dawek DAP podczas rentgenowskich procedur diagnostycznych. Analizie poddano wyniki uzyskane z procedur pediatrycznych z lat 2012-2013.

Wyniki. W badaniach uczestniczyło 17 szpitali i 7 przychodni. Łącznie uzyskano 182 wyniki. Stwierdzono niepokojąco duży procent przekroczeń dla zdjęć klatki piersiowej AP/PA w całym zakresie wiekowym, a szczególnie dla dzieci młodszych i noworodków.

Wnioski. Zaobserwowany poziom przekroczeń wymaga przeprowadzenia dalszych badań w celu określenia przyczyn. Stwierdzono, że na wielkość przekroczeń nie ma wpływu wyposażenie fabryczne aparatu RTG w miernik DAP, a dla aparatów nowszych z cyfrową rejestracją obrazu paradoksalnie otrzymywane przez pacjentów dawki są większe. Wobec czego można przypuszczać, że powodem jest brak procedur wzorcowych oraz praktyczne uchybienia w spełnianiu wymagań przepisów polskich i dyrektywy EURATOM, a także nie stosowanie wytycznych organizacji międzynarodowych oraz brak auditów klinicznych.

Słowa kluczowe: *dawka referencyjna, diagnostyka pediatryczna, ochrona radiologiczna pacjenta, zdjęcie RTG*

Introduction. The dynamic progress of medicine and technology has caused a significant increase in the diagnostic X-ray availability. The amount of performed diagnostic procedures has been growing. This results in an obvious increase of an average dose of ionizing radiation received by the population. Medical exposure is the second (after radon) percentage share of the average annual radiation dose. It is especially important to limit and control the ionizing radiation exposure level in pediatric procedures.

Aim. The assessment of DAP doses received by children during the X-ray examinations in the Kuyavian-Pomeranian voivodeship, and an attempt to identify the causes of exceedance of the DAP reference levels.

Materials & Methods. Since 2011 the Division of Radiation Research of Provincial Sanitary-Epidemiological Station in Bydgoszcz has been carrying out a program of measurements of DAP doses during X-ray examinations. The results for pediatric procedures performed in 2012-2013 were analyzed.

Results. The study involved 17 hospitals and 7 dispensaries. 182 results were obtained. A disturbingly high percentage of exceedances was found for the chest AP/PA examinations in the wide age range, especially in younger children and infants.

Conclusions. The observed exceedances require further investigations to determine the causes. It was found that the factory-made installation of DAP meter in the X-ray device does not affect the exceedance values and paradoxically for newer X-ray cameras with digital imaging the doses received by patients are higher. Therefore it can be assumed that the reason is the lack of procedures and practical shortcomings in meeting the requirements of the Polish regulations and the EURATOM directive, as well as lack of application of the guidelines of international organizations and of clinical audits.

Key words: *diagnostic reference levels for medical exposure, pediatric diagnostics, patient radiation protection, X-ray image*

© **Probl Hig Epidemiol 2014, 95(4): 956-963**

www.phie.pl

Nadesłano: 12.12.2014
Zakwalifikowano do druku: 13.12.2014

Adres do korespondencji / Address for correspondence
Michał Radczuk
Wojewódzka Stacja Sanitarno-Epidemiologiczna w Bydgoszczy
ul. Kujawska 4, 85-031 Bydgoszcz
e-mail: org@pwisbydgoszcz.pl, radczuk@op.p

Wprowadzenie

Zalecenia i przepisy

Ekspozycja medyczna ma znaczący udział w dawce promieniowania otrzymywanej przez ludność [1], dlatego wiele państw podjęło współpracę w celu ustanowienia międzynarodowych standardów bezpiecznego stosowania promieniowania w medycynie. Dzięki temu powstał katalog obowiązkowych wymagań dotyczących sprzętu, personelu, stosowanych procedur, służący realizacji podstawowych celów:

– minimalizacji efektów stochastycznych;
– unikania reakcji tkanek;
– traktowania ekspozycji dzieci jako narażenie szczególnego rodzaju.

Najważniejszym dokumentem UE regulującym narażenie pacjentów podczas ekspozycji medycznej jest Dyrektywa Rady 2013/59/EURATOM z dnia 5 grudnia 2013 [2]. W Polsce najważniejszym dokumentem regulującym kwestie narażenia medycznego jest Ustawa z dnia 29 listopada 2000 r. Prawo atomowe [3].

Zagadnienia związane z wymaganiami dotyczącymi sprzętu, systemem zapewnienia jakości, procedurami, szkoleniami pracowników, itp. reguluje szczegółowo Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej [4]. W Rozporządzeniu tym określono m.in. poziomy referencyjne wejściowej dawki powierzchniowej oraz DAP. Poziomy referencyjne DAP w polskim rozporządzeniu są zbliżone do poziomów referencyjnych przyjętych w innych krajach UE, ale wg DDM2 [5] są przeciętnie 1,5 razy większe. Dla zapewnienia zachowania poziomów referencyjnych, zgodnie z dokumentami: ICRU [6] i Komisji Europejskiej [7] zaleca się pomiar DAP. W polskich przepisach takiego zalecenia nie ma.

W świetle artykułu 61 dyrektywy EURATOM w przypadku dzieci szczególną uwagę zwraca się na szacowanie dawki. Natomiast w paragrafie 18 ww. rozporządzenia, określono wymaganie zapisania fizycznych parametrów ekspozycji w sposób umożliwiający odtworzenie warunków badania i dawki, którą otrzymał pacjent. Nie daje to w praktyce odpowiedzi na pytanie: jaką dawkę otrzymał pacjent podczas badania?

Na podstawie samych tylko parametrów ekspozycji obliczenie dawki jest niemożliwe, a oszacowanie obarczone jest dużą niepewnością. Trudno je także przeprowadzić, gdyż szacowanie takiej dawki wymaga obliczeń uwzględniających m.in.: filtrację, zastosowane napięcie, obciążenie prądowo-czasowe, odległość ognisko – powierzchnia ciała pacjenta, obszar ekspozycji. Trzeba znać także szczegółowe zależności dawki od ww. wielkości uzyskane np. z wcześniejszych badań kontroli jakości aparatu.

Szacowanie dawki jest więc procesem żmudnym, niepraktycznym i z tego powodu stosowane jest tylko w wyjątkowych przypadkach lub nie jest stosowane w ogóle. Uniemożliwia to z kolei przeprowadzenie auditu w zakresie poziomów referencyjnych i sprawia, że zapis z paragrafu 4 rozporządzenia, mówiący o kontrolowaniu poziomów referencyjnych jest niemożliwy do weryfikacji.

Ponadto wzorcowe procedury radiologiczne, które są tak ważnym elementem systemu, nie zostały jednak do tej pory opracowane. Oznacza to, że każda jednostka, a nawet każda osoba wykonująca badanie, wykonuje je wg własnych procedur opartych na własnej wiedzy i doświadczeniu. Ten brak standaryzacji oraz brak zapisów dotyczących właściwych praktyk, może prowadzić do niestosowania zaleceń międzynarodowych i nie zapewnienia ochrony radiologicznej na zadawalającym poziomie.

Fakt niestosowania zalecanego napięcia podczas ekspozycji zdjęć klatki piersiowej u osób dorosłych był już poruszany przez autorów w 2011 roku w artykule „Poziomy dawek dla pacjentów w diagnostycznych badaniach rentgenowskich klatki piersiowej wykonywanych w placówkach służby zdrowia na terenie województwa kujawsko-pomorskiego" [8].

Skutki ekspozycji medycznej

Wielkości dawek otrzymywane podczas diagnostycznych procedur radiologicznych są – poza wyjątkowymi sytuacjami – na tyle niskie, że ich wartości znajdują się poniżej progu, od którego pojawiają się pierwsze skutki deterministyczne napromieniowania. Ochrona radiologiczna polega więc na ograniczeniu skutków stochastycznych, do których zaliczamy:
– uszkodzenie DNA i indukcja nowotworu
– uszkodzenie DNA komórek płciowych w gonadach i wywołanie skutków dziedzicznych.

Uszkodzenie DNA może odbyć się na drodze:
– bezpośredniej jonizacji atomu w łańcuchu DNA (tzw. bezpośrednie trafienie promieniowania w tarczę);
– radiolizy wody i uszkodzenie DNA poprzez wytworzone wolne rodniki.

Ww. efekty są dobrze udokumentowane. Naturalne mechanizmy obronne organizmu są bardzo silne i efektywne. Uszkodzone DNA jest naprawiane, a gdy uszkodzenia są zbyt duże, mechanizm apoptozy prowadzi do naturalnej śmierci i wyeliminowania uszkodzonej komórki lub uszkodzona komórka jest usuwana przez sprawnie działający system immunologiczny. Niestety, przy współistnieniu innych czynników mechanizmy te mogą nie zadziałać, co może umożliwić rozwój nowotworu. Prawdopodobieństwo takiego niekorzystnego scenariusza jest jednak bardzo małe.

Ryzyko wystąpienia skutków stochastycznych jest dobrze zbadane dla dużych dawek, czyli dla dawek wywołujących skutki deterministyczne. Rośnie ono wraz ze wzrostem dawki.

W zakresie niskich dawek (poniżej 100 mGy) istnieją dwa modele opisujące zachowanie się funkcji prawdopodobieństwa wystąpienia nowotworu:

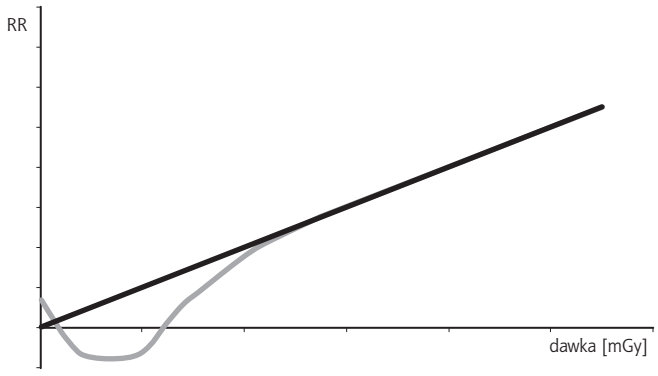
– Model liniowy bezprogowy
– Model hormezy radiacyjnej.

Na rycinie 1 przedstawiono schematycznie ryzyko względne w funkcji dawki dla obu modeli.

W ostatnich latach prowadzi się bardzo szerokie badania efektów stochastycznych, a ich wyniki prezentowano m.in. w:
– *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation* [9]
– *Low-dose Extrapolation of Radiation-related Cancer Risk ICRP Publication 99* [10].

Na podstawie najnowszych badań, można stwierdzić, że model liniowy jest zbytnim uproszczeniem i modyfikuje się go w kierunku modelu hormezy, ale bez efektu korzystnego działania promieniowania w obszarze małych dawek.

Z uwagi na brak możliwości potwierdzenia na podstawie badań epidemiologicznych, jaki model jest prawidłowy, oficjalnie uznanym modelem, na którym opiera się system ochrony radiologicznej, jest bardziej ostrożny, model liniowy bezprogowy. Wydaje się, że dla ekspozycji dzieci to podejście jest najwłaściwsze, gdyż ochrona dzieci przed promieniowaniem ma szczególne znaczenie i są one traktowane odrębnie jako specjalna grupa. Skutki ekspozycji na promieniowanie u dzieci – w porównaniu do skutków u dorosłych – są znacznie większe [11] m.in.:
– Ogólnie ryzyko wystąpienia wszystkich rodzajów nowotworów u dzieci jest większe (oszacowane ryzyko ma faktor 2-3, ale wynik ten nie jest pewny);
– Promienioczułość jest większa u dzieci niż u dorosłych dla wywołania m. in. takich nowotworów jak:
  • Białaczka – wszystkie białaczki oprócz przewlekłej białaczki limfatycznej (CLL) mogą być indukowane promieniowaniem. Minimalny czas utajenia wynosi 2 lata. Zależność od dawki nie jest liniowa, ale kwadratowa. U dzieci ryzyko po ekspozycji na promieniowanie jest od 3 do 5 razy większe;
  • Rak mózgu i centralnego układu nerwowego (OUN) – promieniowanie może wywołać tego typu nowotwory, zaobserwowano bowiem znaczący wzrost ryzyka zachorowania u dzieci poddanych ekspozycji;
  • Rak tarczycy – dzieci są bardziej wrażliwe na indukowanie tego rodzaju nowotworu;
  • Rak piersi – dzieci poddawane ekspozycji w okresie pokwitania mogą mieć podwyższone ryzyko wystąpienia tego nowotworu.



Ryc. 1. Porównanie modelu liniowego bezprogowego (linia czarna), z modelem hormezy radiacyjnej (linia szara)

Fig. 1. Comparison of linear no-threshhold model (black line) with radiation hormesis model (grey line)

Warto zauważyć, że białaczka i guzy OUN są też jednocześnie najczęstszymi nowotworami wieku dziecięcego.

Pomiar dawki referencyjnej

Pomiar dawki promieniowania podczas badania RTG musi przede wszystkim charakteryzować się znikomym wpływem na wynik samego badania. To, że był wykonywany pomiar dawki, nie może mieć wpływu na jakość obszaru diagnostycznego na zdjęciu. Takie ograniczenie rodzi poważne trudności: pomiar nie może odbyć się poprzez bezpośrednie umieszczenie tradycyjnej sondy na ciele pacjenta, tak jak ma to miejsce np. podczas badań na fantomie w trakcie testów kontroli jakości aparatu. Pomiar dawki powinien być miarodajny i łatwy do wykonania w warunkach normalnej pracy pracowni RTG (najlepiej, aby wykonywał się i zapisywał w sposób automatyczny).

Spełnienie wszystkich tych wymagań nie jest proste, dlatego powstał międzynarodowy przewodnik: „Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging. ICRU Report 74" [12]. Przewodnik ten opisuje, jakimi metodami mierzyć i w jaki sposób szacować dawkę w praktyce klinicznej. Wprowadza też definicje, jednostki i wielkości dozymetryczne, którymi należy posługiwać się przy obliczaniu dawek.

Podstawową wielkością dozymetryczną jest dawka pochłonięta. Jest ona miarą ilości energii przekazanej przez promieniowanie materii. Dawka pochłonięta zdefiniowana jest jako:

$$D = \frac{dE}{dm} \qquad (1)$$

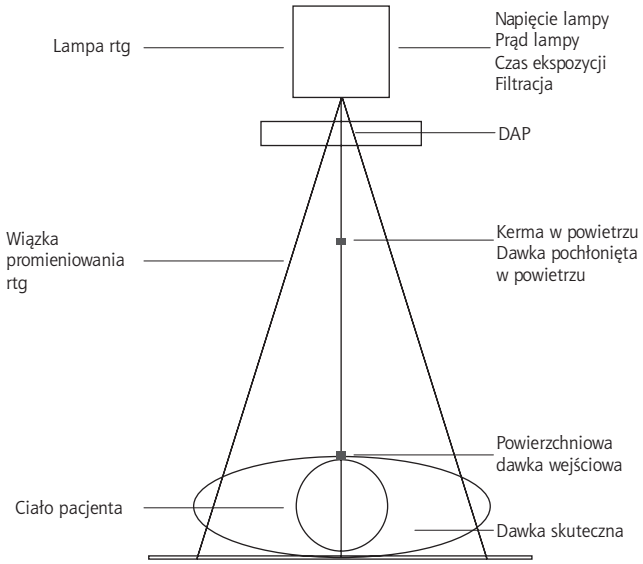
gdzie:
dE – energia przekazana materii w elemencie objętości
dm – masa materii w elemencie objętości

Jednostką dawki pochłoniętej w układzie SI jest grej [Gy]; 1 Gy=1 J/kg.

Z punktu widzenia ochrony radiologicznej istotna jest nie tylko dawka pochłonięta w ciele pacjenta, ale również skutek, jaki ta dawka może wywołać. Dlatego wprowadzono dwa dodatkowe pojęcia:
– Równoważnik dawki pochłoniętej – jest to ilość energii, jaką promieniowanie przekazuje materii

żywej z uwzględnieniem skutków biologicznych, wywołanych przez różne rodzaje promieniowania.
– Dawka skuteczna – określa stopień narażenia całego ciała i jest sumą wszystkich równoważników dawki pochłoniętej we wszystkich narządach i tkankach z uwzględnieniem współczynników wagowych promienioczułości.

Dawka skuteczna jest niemożliwa do bezpośredniego zmierzenia dlatego w praktyce stosuje się inne wielkości dozymetryczne charakteryzujące ekspozycję. Na rycinie 2 przedstawiono schematycznie lampę rentgenowską, emitowaną wiązkę promieniowania i ciało pacjenta i na tym tle zaznaczono miejsce pomiaru stosowanych wielkości dozymetrycznych.



Ryc. 2. Wielkości dozymetryczne w diagnostyce rentgenowskiej
Fig. 2. Dosimetric values in X–ray diagnostics

Kerma w powietrzu K – jest to energia przekazana cząstkom naładowanym (elektronom) przez fotony promieniowania rentgenowskiego na jednostkę masy. Uwzględnia się przy tym energię traconą na generowanie promieniowania hamowania. Kermę w powietrzu można mierzyć bezpośrednio miernikami dawki promieniowania.

Dla promieniowania rentgenowskiego w powietrzu dawka pochłonięta i kerma mogą być używane zamiennie, gdyż mają bardzo zbliżone wartości.

Wejściowa dawka powierzchniowa – jest to dawka w powietrzu w punkcie przecięcia osi wiązki z ciałem pacjenta z uwzględnieniem promieniowania rozproszonego wstecznie. Wiązka promieniowania wnikając w ciało pacjenta jest rozpraszana we wszystkich kierunkach, w wyniku czego część promieniowania wraca z powrotem do miejsca, w które wniknęło w ciało i zwiększa dawkę w tym miejscu. Jednostką jest także grej [Gy]. Wejściowa dawka powierzchniowa dana jest wzorem:

$$ESD = K_{FSD} \cdot D \qquad (2)$$

gdzie:
ESD – wejściowa dawka powierzchniowa
K_{FSD} – kerma w powietrzu na skórze pacjenta
B – czynnik rozpraszania promieniowania przez pacjenta zależny od napięcia, całkowitej filtracji i rozmiaru wiązki np. dla napięcia 70 kV, rozmiaru wiązki 10×10 cm, całkowitej filtracji 3 mm Al: B=1,29.

DAP (*dose area product*) – jest to wielkość zdefiniowana jako dawka pochłonięta pomnożona przez napromieniany obszar. Jednostką DAP jest [Gy•cm^2]. Dla promieniowania rentgenowskiego DAP wyraża się jako całkę powierzchniową z funkcji kermy wg wzoru:

$$fDAP = \int_A K(A) \cdot dA \qquad (3)$$

gdzie:
A – powierzchnia napromieniana
K(A) – funkcja opisująca kermę na powierzchni A

DAP można mierzyć bezpośrednio umieszczając miernik zaraz pod tubusem i przepuszczając wiązkę promieniowania przez przezroczystą komorę jonizacyjną miernika. Jest to więc najprostszy i najwygodniejszy sposób pomiaru.

W rozporządzeniu [4] regulującym wartości poziomów referencyjnych podano wartości wejściowej dawki powierzchniowej ESD lub DAP. Wobec tego, aby udowodnić, że pracownia wykonując standardowe procedury nie przekracza tych poziomów, konieczne są pomiary lub szacowanie właśnie tych wielkości.

Wejściową dawkę powierzchniową można mierzyć bezpośrednio na ciele pacjenta umieszczając w osi wiązki miniaturowy dawkomierz termoluminescencyjny (TLD), który musi być odpowiednio wykonany i umiejscowiony w ten sposób, aby jego obecność nie wpływała na wartość diagnostyczną zdjęcia. Zaletą takiej metody pomiaru jest fakt, że nie trzeba przeprowadzać żadnych obliczeń. ESD jest dawką odczytaną z dawkomierza. Wadą natomiast jest sposób odczytu, gdyż aby uzyskać wynik po naświetleniu, dawkomierz należy umieścić w specjalnym skanerze lub wysłać go do zewnętrznego laboratorium w celu odczytu. Wartości dawki nie otrzymuje się więc od razu i trzeba ją dopiero później dołączyć do wyniku badania.

Wejściową dawkę powierzchniową ESD można również oszacować na podstawie wcześniejszych wyników uzyskanych podczas kontroli jakości. W tym celu trzeba zbadać zależności wydajności lampy (mGy/mAs) w funkcji napięcia (kV), filtracji (mmAl), wielkości ogniska. Następnie podczas wykonywania zdjęcia należy wyliczyć kermę w odległości referencyjnej na podstawie parametrów ekspozycji: napięcia, obciążenia prądowoczasowego (mAs), filtracji,

ogniska. Następie należy przeliczyć kermę w miejscu skóry pacjenta. Uzyskana w ten sposób kerma może być przeliczona na ESD wg wzoru (2). Obecnie istnieją aparaty, które automatycznie wyliczają kermę na podstawie ustawień aparatu i wartości wprowadzonych podczas kontroli jakości do oprogramowania.

DAP – można mierzyć w sposób automatyczny i nie zakłócając wartości diagnostycznej badania. Komora miernika DAP zainstalowana na tubusie lampy tłumi promieniowanie rentgenowskie w małym stopniu, jest również przezroczysta dla wiązki światła. Ze względu na fakt, iż miernik DAP nie daje liniowej odpowiedzi w funkcji energii promieniowania, powinien on być wzorcowany przez laboratorium wzorcujące dla środkowych wartości stosowanego w praktyce przedziału napięcia kV. Dużą zaletą pomiarów DAP jest to, że wynik uzyskiwany jest od razu po wykonanej ekspozycji. Pomiar DAP jest rekomendowanym przez przepisy i zalecenia sposobem pomiaru dawki i zapewnienia zgodności z poziomami referencyjnymi [4, 12].

Mając wynik DAP korzystając z gotowych tabel można oszacować również dawkę skuteczną otrzymaną przez pacjenta stosując współczynniki podane m.in. w pracy Hart'a z 1994 roku [13].

Najnowocześniejsze cyfrowe aparaty są wyposażone w mierniki DAP lub w system do oszacowania ESD oraz dodatkowo mają możliwość zapisania uzyskanych wyników w standardzie DICOM. Dzięki temu wielkość otrzymanej dawki jest trwale scalona z wynikiem badania i wyklucza możliwość pomyłki przy przenoszeniu danych.

Cele badań

1. Ocena wielkości dawek DAP otrzymywanych przez dzieci podczas zdjęć rentgenowskich w województwie kujawsko-pomorskim.
2. Próba identyfikacji przyczyn przekroczeń poziomów referencyjnych DAP.
3. Przybliżenie aktualnych zaleceń międzynarodowych, przepisów unijnych i krajowych dotyczących bezpiecznego stosowania promieniowania do celów medycznych.
4. Omówienie pomiaru DAP jako zalecanego sposobu zapewnienia nie przekraczania poziomów referencyjnych.

Materiał i metoda

Oddział Badań Radiacyjnych Wojewódzkiej Stacji Sanitarno-Epidemiologicznej w Bydgoszczy od 2011 roku realizuje program pomiarów dawek DAP podczas rentgenowskich procedur diagnostycznych wykonywanych w szpitalach i przychodniach województwa kujawsko-pomorskiego. Analizie poddano wyniki uzyskane z procedur pediatrycznych z lat 2012-2013.

Uczestnictwo placówek w badaniach było dobrowolne. Przed wykonaniem pomiarów DAP uczestnicy przez ustalony okres czasu gromadzili dane dotyczące rzeczywistych stosowanych ustawień w przeprowadzonych przez daną jednostkę pediatrycznych procedurach diagnostycznych. Notowane były: wiek pacjenta, rodzaj jednostki, rodzaj i typ aparatu, czy aparat jest wyposażony standardowo w miernik DAP, wielkość ogniska, czy stosowano kratkę przeciwrozproszeniową, wielkość całkowitej filtracji, rodzaj rejestratora, odległość ognisko – rejestrator, długość i szerokość pola świetlnego, czy stosowano system automatycznej kontroli ekspozycji AEC, napięcie [kV], natężenie prądu [mA], czas ekspozycji [ms], obciążenie prądowo-czasowe [mAs].

Następnie podczas pomiarów DAP ustawienia te były odtwarzane.

Dla każdej procedury wykonywano trzykrotny pomiar DAP przy tych samych ustawieniach, a za wynik uznano średnią arytmetyczną. Uzyskane w ten sposób wyniki korygowano, uwzględniając współczynniki ze świadectwa wzorcowania miernika.

W badaniach uczestniczyło 17 szpitali i 7 przychodni. Łącznie uzyskano 182 wyniki z następujących projekcji: klatka piersiowa AP/PA – 85 wyników, jama brzuszna AP/PA – 30 wyników, miednica AP – 21 wyników, czaszka AP – 24 wyniki, czaszka LAT – 22 wyniki. Wyniki dotyczyły następujących grup wiekowych: noworodek (ok. 3000 g) – 19 wyników, 10±2 miesiące – 45 wyników, 5±2 lata – 48 wyników, 10±2 lata – 70 wyników.

Badania przeprowadzono miernikiem DAP typu DIAMENTOR CX produkcji PTW-FREIBURG. Przyrząd ten przeznaczony jest do stosowania w dozymetrii w radiografii i fluoroskopii. Charakteryzując się rozdzielczością cyfrową o wartości 0,01 μGym^2, DIAMENTOR CX zdolny jest do pomiarów w zastosowaniach pediatrycznych w pełni zgodnie z wymaganiami normy IEC 60580 „Medical electrical equipment – Dose area product meters" [14].

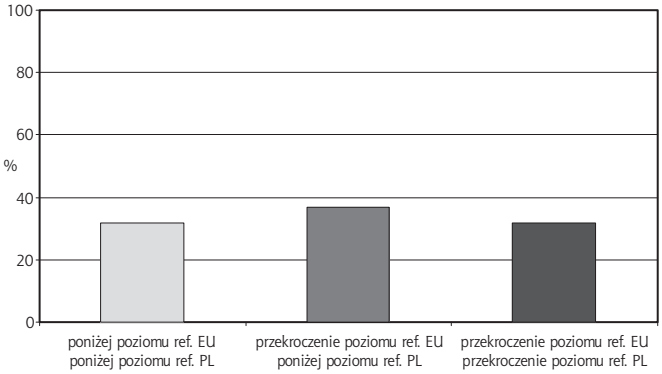
Wyniki

Uzyskane wyniki DAP dla poszczególnych procedur diagnostycznych i z uwzględnieniem wieku pacjenta porównano z poziomami referencyjnymi z polskich przepisów [4] (dalej oznaczane PL) oraz z najczęściej stosowanymi poziomami referencyjnymi w innych krajach Unii Europejskiej [5, 11] (poziomy te pokrywają się z poziomami przyjętymi przez Niemcy i dalej oznaczono je jako EU). Ponadto przeprowadzono analizę powtarzalności wyników oraz podjęto próbę identyfikacji czynników wpływających na wielkość dawki. Ze względu na największą liczbę zanotowanych przekroczeń dawki referencyjnej, poniżej zaprezentowano wyniki uzyskane dla zdjęć klatki piersiowej projekcji AP/PA.

Klatka piersiowa AP/PA: noworodek (ok. 3000 g)

Poziom referencyjny PL: 0,8 [cGy × cm^2]
Poziom referencyjny EU: 0,5 [cGy × cm^2]
Dla noworodków przeprowadzono serię 19 badań.
Najmniejszy uzyskany wynik DAP wynosił: 0,19 [cGy × cm^2]
Największy uzyskany wynik DAP wynosił: 5,51 [cGy × cm^2]
Mediana wyniosła: 0,69 [cGy × cm^2]
3 kwartyl wyniósł: 0,87 [cGy × cm^2]

Na rycinie 3 przedstawiono rozkład procentowy pomiarów, których wartości przekraczają lub nie przekraczają poziomy referencyjne PL i EU.



Ryc. 3. Przekraczanie lub nie przekraczanie poziomów referencyjnych w badaniu: projekcja klatki piersiowej AP/PA dla noworodków (ok. 3000 g)

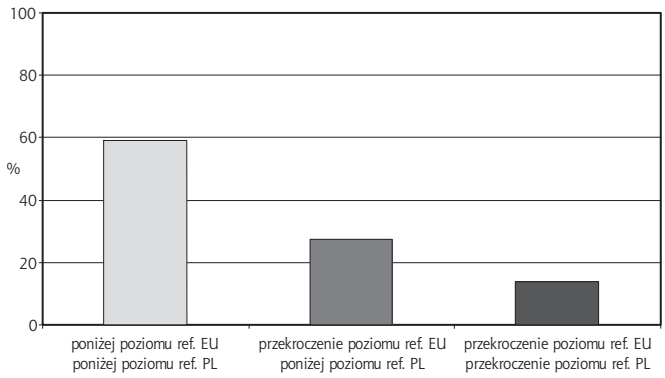
Fig. 3. Exceeding or staying within reference levels: AP/PA chest projection for newborns (about 3000 g)

Jedynie 32 % badań (słupek lewy) spełnia warunki EU. Aż 32% badań (słupek prawy) daje wyniki przekraczające nawet wartości poziomów PL. Największe przekroczenie było ponad 6 razy większe od poziomu referencyjnego PL.

Klatka piersiowa AP/PA: dziecko w wieku 10±2 miesiące

Poziom referencyjny PL: 2,0 [cGy × cm^2]
Poziom referencyjny EU: 1,5 [cGy × cm^2]
Dla dzieci w wieku 10 miesięcy przeprowadzono serię 22 badań.
Najmniejszy uzyskany wynik DAP wynosił: 0,15 [cGy × cm^2]
Największy uzyskany wynik DAP wynosił: 11,8 [cGy × cm^2]
Mediana wyniosła: 1,1 [cGy × cm^2]
3 kwartyl wyniósł: 1,6 [cGy × cm^2]

Na rycinie 4 przedstawiono rozkład procentowy pomiarów, których wartości przekraczają lub nie przekraczają poziomy referencyjne PL i EU.



Ryc. 4. Przekraczanie lub nie przekraczanie poziomów referencyjnych w badaniu: projekcja klatki piersiowej AP/PA dla dzieci w wieku 10±2 miesiące

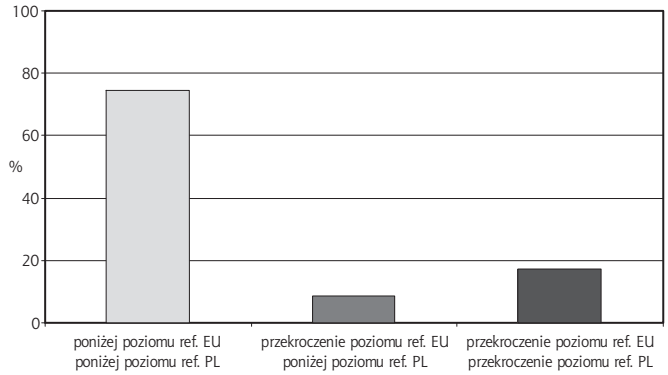
Fig. 4. Exceeding or staying within reference levels: AP/PA chest projection for infants aged 10±2 months

Występuje mniej przekroczeń niż dla noworodków, ale nadal jedynie 59 % badań (słupek lewy) spełnia surowsze warunki EU. 14% badań (słupek prawy) daje wyniki przekraczające wartości poziomów PL. Największe przekroczenie było ponad 5 razy większe od poziomu referencyjnego PL.

Klatka piersiowa AP/PA: dziecko w wieku 5±2 lata

Poziom referencyjny PL: 3,0 [cGy × cm2]
Poziom referencyjny EU: 2,5 [cGy × cm2]
Dla dzieci w wieku 5 lat przeprowadzono serię 23 badań.
Najmniejszy uzyskany wynik DAP wynosił: 0,5 [cGy × cm^2]
Największy uzyskany wynik DAP wynosił: 5,6 [cGy × cm^2]
Mediana wyniosła: 1,9 [cGy × cm^2]
3 kwartyl wyniósł: 2,5 [cGy × cm^2]

Na rycinie 5 przedstawiono rozkład procentowy pomiarów, których wartości przekraczają lub nie przekraczają poziomy referencyjne PL i EU.



Ryc. 5. Przekraczanie lub nie przekraczanie poziomów referencyjnych w badaniu: projekcja klatki piersiowej AP/PA dla dzieci w wieku 5±2 lata

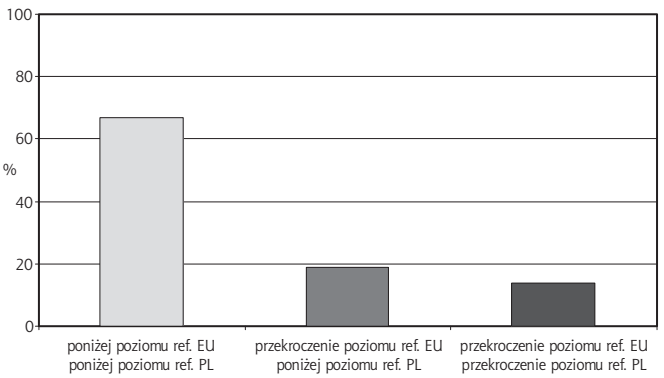
Fig. 5. Exceeding or staying within reference levels: AP/PA chest projection for children aged 5±2 years

74% badań (słupek lewy) spełnia warunki EU. Nadal jest spora grupa: 17% badań (słupek prawy), które przekraczają wartości poziomów PL. Największe przekroczenie było ponad 1,8 razy większe od poziomu referencyjnego PL.

Klatka piersiowa AP/PA: dziecko w wieku 10±2 lata

Poziom referencyjny PL: 4,0 [cGy × cm^2]
Poziom referencyjny EU: 3,5 [cGy × cm^2]
Dla dzieci w wieku 10 lat przeprowadzono serię 21 badań.
Najmniejszy uzyskany wynik DAP wynosił: 1,2 [cGy × cm^2]
Największy uzyskany wynik DAP wynosił: 8,8 [cGy × cm^2]
Mediana wyniosła: 3,1 [cGy × cm^2]
3 kwartyl wyniósł: 3,8 [cGy × cm^2]

Na rycinie 6 przedstawiono rozkład procentowy pomiarów, których wartości przekraczają lub nie przekraczają poziomy referencyjne PL i EU.



Ryc. 6. Przekraczanie lub nie przekraczanie poziomów referencyjnych w badaniu: projekcja klatki piersiowej AP/PA dla dzieci w wieku 10±2 lata

Fig. 6. Exceeding or staying within reference levels: AP/PA chest projection for children aged 10±2 years

Wyniki są podobne do tych, jakie uzyskano dla grupy wiekowej dzieci 5 letnich. 67% badań (słupek lewy) spełnia warunki EU, 14% badań (słupek prawy) przekracza wartość poziomu referencyjnego PL. Największe przekroczenie było ponad 1,8 razy większe.

Analiza powtarzalności

Każdy uzyskany wynik był średnią arytmetyczną z 3 kolejnych ekspozycji. Pozwoliło to na oszacowanie powtarzalności pomiarów. Jako miarę powtarzalności przyjęto współczynnik zmienności obliczany jako odchylenie standardowe podzielone przez średnią. Współczynnik zmienności wyrażono w procentach. Średni współczynnik zmienności dla wszystkich badań wyniósł 0,8%. Największy zanotowany współczynnik zmienności wyniósł 7,5%. Uwzględniając fakt, że sam aparat rentgenowski przy kolejnych ekspozycjach nie wytwarza nigdy takiej samej dawki i ta powtarzalność aparatu nakłada się na wynik powtarzalności DAP, można stwierdzić, że pomiary DAP charakteryzują się bardzo dobrą powtarzalnością i nawet pojedynczy pomiar DAP daje już miarodajny wynik.

Czynniki wpływające na wielkość narażenia

Dla najbardziej licznej grupy wyników (85 wyników) tj. zdjęć klatki piersiowej, przeprowadzono analizę wpływu różnych czynników na uzyskiwane wartości DAP.

Zliczono ilość występowania przekroczeń poziomów referencyjnych. Następnie, zakładając rozkład jednorodny, obliczono wartości oczekiwane. W celu stwierdzenia czy dana cecha powoduje większe prawdopodobieństwo wystąpienia przekroczeń, przeprowadzono test zgodności za pomocą testu χ^2. Jako kryterium przyjęto poziom istotności dla p=0,05.

Dodatkowo przeprowadzono analizę wielkości ryzyka dla badanych cech. Za wielkość ryzyka dla każdego badania uznano krotność poziomu referencyjnego EU. Dla każdej cechy wyznaczono średnią i zbadano czy wyznaczone średnie różnią się istotnie statystycznie na poziomie istotności α=0,05. Przeprowadzono test F dla wariancji, a następnie test t-Studenta.

Pod uwagę wzięto następujące czynniki (cechy):

- Czy aparat jest wyposażony w swój miernik DAP (personel otrzymuje informacje o wielkości dawki przy każdym badaniu)
- Czy rejestrator jest cyfrowy czy analogowy (wpływ cyfryzacji na otrzymywane dawki)

W tabeli I przedstawiono wyniki testów.

Tabela I. Analiza czynników wpływających na liczbę przekroczeń i wielkość narażenia
Table I. Analysis of factors influencing number of exceedances and exposure dose

Cecha	χ^2 (χ^2 – krytyczne=3,84)	t (t – krytyczne=2,00)
Wyposażenie w miernik DAP	0,39	1,68
Cyfrowa rejestracja obrazu	0,69	2,19
Poziom ufności:	0,05	

Wyposażenie aparatu RTG w miernik DAP nie powoduje zmniejszenia ryzyka, ani mniejszej liczby przekroczeń poziomu referencyjnego. Można przypuszczać, że poziom wdrożenia systemów zapewnienia jakości w pracowniach RTG dotyczący oceny dawki otrzymywanej przez pacjenta jest na nie wystarczającym poziomie. Odczytywane dawki DAP nie są interpretowane ani analizowane, wobec czego nie pojawiają się żadne wioski.

Wyposażenie aparatu RTG w cyfrową rejestrację obrazu ma wpływ na ryzyko zwiane z ekspozycją. Cyfrowy aparat daje technikowi większe możliwości pracy niż klisza fotograficzna. Na kliszy ekspozycja niedoświetlona lub prześwietlona powodowała konieczność powtórzenia zdjęcia. Radiografia cyfrowa pozwala zdjęcie prześwietlone poprawić komputerowo. Unika się wtedy zdjęć powtórzonych. Ta korzyść może również wprowadzać złe nawyki polegające na ustawianiu większych parametrów ekspozycji dla każdej ekspozycji, co dla pacjentów skutkuje większą dawką. W analizowanych wynikach ryzyko dla radiografii cyfrowej jest większe niż dla radiografii na kliszy RTG o ok. 64%.

Paradoksalnie „ucyfrowienie" aparatów prowadzi do zwiększenia otrzymanej dawki.

Podsumowanie wyników badań i wnioski

Zaobserwowano niepokojąco wysoką liczbę przekroczeń poziomów referencyjnych dla projekcji klatki piersiowej AP/PA w radiodiagnostyce dzieci. Przekroczenia są tym częstsze, im dziecko jest młodsze. Dla noworodków aż 32% ekspozycji wykazywało przekroczenia.

Zaobserwowany poziom przekroczeń wymaga przeprowadzenia auditów, w celu zidentyfikowania jego przyczyn.

Zauważono, że w radiologii cyfrowej poziom narażenia na promieniowanie jest większy niż dla radiologii z rejestracją obrazu na kliszy. Można więc podejrzewać, iż źródłem przekroczeń poziomów referencyjnych nie jest jakość sprzętu, gdyż aparaty cyfrowe są przeważnie nowsze i lepszej jakości. Dodatkowo fakt, że wyposażenie aparatu RTG w miernik DAP nie ma wpływu na poziom narażenia sugeruje, iż źródłem przekroczeń poziomów referencyjnych jest raczej niewłaściwe postępowanie osób wykonujących procedurę diagnostyczną.

Można przypuszczać, że powodem powyżej omówionych nieprawidłowości jest brak procedur wzorcowych oraz praktyczne uchybienia w spełnianiu wymagań przepisów polskich i dyrektywy EURATOM, a także nie stosowanie wytycznych organizacji międzynarodowych oraz brak auditów klinicznych. Potwierdzenie tych przypuszczeń wymaga jednak dalszych badań i analiz.

Pomiar DAP jest wiarygodnym sposobem zapewnienia przestrzegania poziomów referencyjnych.

Piśmiennictwo / References

1. Krajewski P. Pierwiastki promieniotwórcze w środowisku. Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej, 2014, http://www.clor.waw.pl/multimedia/CLOR_pierw_prom.pdf
2. Dyrektywa Rady 2013/59/EURATOM z dnia 5 grudnia 2013 r. ustanawiająca podstawowe normy bezpieczeństwa w celu ochrony przed zagrożeniami wynikającymi z narażenia na działanie promieniowania jonizującego oraz uchylająca dyrektywy 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom i 2003/122/Euratom, Dz.U. L 13 z 17.1.2014.
3. Ustawa z dnia 29 listopada 2000 r. Prawo atomowe. Dz.U. 2001 Nr 3 poz. 18.
4. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej. Dz. U. 2011 Nr 51, poz. 265.
5. Study on European Population Doses from Medical Exposure (Dose Datamed 2, DDM2) Supplement to DDM2 Project Report: Diagnostic Reference Levels (DRLs) in Europe, DDM2, 2010.
6. International Commission on Radiation Units and Measurements in ICRU Report 74, ICRU, 2005.
7. Radiation Protection No 154 European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures, European Commission, Directorate-General for Energy and Transport Directorate H – Nuclear Energy Unit H.4 – Radiation Protection, 2008.
8. Byczkowska T, Radczuk M, Grącka D, Kasprzak J. Poziomy dawek dla pacjentów w diagnostycznych badaniach rentgenowskich klatki piersiowej wykonywanych w placówkach służby zdrowia na terenie województwa kujawsko-pomorskiego. Hygeia Public Health 2011, 46(1): 98-101.
9. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. National Academy of Sciences, 2006.
10. Low-dose Extrapolation of Radiation-related Cancer Risk ICRP Publication 99, Ann. ICRP 35 (4), ICRP, 2005.
11. Sources, effects and risks of ionizing radiation, UNECEAR 2013 Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Volume II Scientific findings on effects of radiation exposure of children, Scientific Annex B. Effects of radiation exposure of children, United Nation Publication, 2013.
12. Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging. ICRU Report 74, Journal of the ICRU, Vol. 5, No 2 (Oxford University Press), 2005.
13. Estimation of effective dose in diagnostic radiology from entrance surface dose and dose-area product measurements, Hart D, Jones DG and Wall BF. (1994a), NRPB- R262, Chilton, UK: National Radiological Protection Board, 1994.
14. International Standard IEC 60580, Medical electrical equipment – Dose area product meters, 2000.