



Procedury wzorcowe w radiologii – rentgenodiagnostyce i radiologii zabiegowej i co dalej?

Jerzy Kuźnicki

Łódzki Ośrodek Szkoleniowo-Konsultacyjny „Łoś” sp. zo.o., ul. Lecznicza 6, 93-173 Łódź, tel. +48 515 044 203, e-mail: juku@poczta.onet.pl, Polskie Towarzystwo Inżynierii Klinicznej

Wprowadzenie, czyli jak było pod warunkiem, że procedury są tak wykonywane, jak opisano w dokumencie zwanym procedurą).

Ukazanie się w sylwestra ubiegłego roku w Dzienniku Urzędowym MZ nr 85 Obwieszczenia Ministra Zdrowia z dnia 31 grudnia 2014 roku w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu radiologii – diagnostyki obrazowej i radiologii zabiegowej było wydarzeniem długo wyczekiwany w naszym środowisku. Wyczekiwania to było związane z wieloma, zarówno uzasadnionymi, jak i nieuzasadnionymi, nadziejami. W tle tego wyczekiwania trwał przez lata paradoksalny stan spowodowany zapisami związanymi z procedurami wzorcowymi i procedurami roboczymi. Stan ten wyznaczał istniejący w ustawie Prawo atomowe zapis o obowiązku tworzenia procedur roboczych na podstawie procedur wzorcowych, przy przedłużającym się braku tych ostatnich, w zestawieniu z obowiązkiem wdrożenia do końca 2006 roku systemu zarządzania jakością w jednostkach ochrony zdrowia stosujących promieniowanie jonizujące w celach medycznych (par. 55 Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dn. 25.08.2005 roku w sprawie bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej), podczas gdy procedury robocze są jednym z podstawowych elementów tego systemu.

Mówimy na tym etapie o procedurach roboczych. Z punktu widzenia tego elementu jakości, którym jest powtarzalność, po napisaniu procedur roboczych i ich wdrożeniu do przestrzegania sprawę można by uznać formalnie za zamkniętą. Będziemy mieli powtarzalną jakość na określonym poziomie, zdeterminowanym wiedzą ludzi pracujących w danej jednostce ochrony zdrowia. Pojawią się jednak potencjalnie różnice pomiędzy poszczególnymi jednostkami ochrony zdrowia, wynikające z różnic w „poziomie jakości”. Normalnie czynnik ten jest przedmiotem gry rynkowej i pozostaje w decyzji zainteresowanego, ale w niektórych specjalnych dziedzinach, jak np. stosowanie promieniowania jonizującego do badania i leczenia ludzi, wprowadzane są zewnętrzne regulacje dotyczące „poziomu jakości” określanego ogólnym terminem GMP, jakim jest „dobra praktyka medyczna”. Mogą nią być wskazania naukowych organizacji czy towarzystw krajowych lub międzynarodowych. Zastosowanie mogą tu znaleźć także „procedury wzorcowe”, które będą pomocą dla wyrównania poziomu jakości w kraju przez dostarczenie wskazówek co do istotnych elementów postępowania wpływających na sam obraz oraz poziom otrzymywanej przez pacjenta dawki promieniowania.

Jak być powinno Jest to szczególnie ważne w rentgenodiagnostyce, gdzie fizyczna jakość obrazu, w tym liczba zarejestrowanych szczegółów, zwiększa się wraz ze wzrostem dawki promieniowania – istnieje więc konieczność ustalenia optymalnych wzorców określanych jako wymagania obrazowe, a w ślad za nimi optymalnych parametrów techniki zdjęciowej. Nie

System zarządzania jakością bazuje na napisanych przez właściciela systemu (jest nim jednostka ochrony zdrowia) procedurach roboczych, co z założenia powinno doprowadzić do lepszej powtarzalności procesów i eliminacji błędów (oczywiście

zostaje to w całości oparte na procedurach roboczych, co z założenia powinno doprowadzić do lepszej powtarzalności procesów i eliminacji błędów (oczywiście



jest to jednak jedyny obszar, który może być regulowany przez dokumenty zwane procedurami wzorcowymi. Mogą one także dawać wskazówki co do personelu wykonującego procedurę i podziału zadań, minimalnego czasu potrzebnego do wykonania procedury, istotnych szczegółów wykonania itp.

Co z tym zrobić?

Jak wspomniałem, procedury robocze są punktem wyjścia w tworzeniu dokumentacji systemu zarządzania jakością. Powinny one zatem od co najmniej 8 lat funkcjonować w każdej jednostce ochrony zdrowia stosującej promieniowanie jonizujące do celów medycznych, chociaż dopiero Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 lutego 2007 roku (w sprawie szczegółowych wymagań dotyczących formy i treści wzorcowych i roboczych medycznych procedur radiologicznych) sprecyzowało wymagania odnośnie ich kształtu. Poniżej cytat ze wspomnianego dokumentu:

§ 10. Robocza medyczna procedura radiologiczna zawiera:

- 1) nazwę procedury wzorcowej i jej identyfikator;
- 2) stopień (tytuł) naukowy oraz imię i nazwisko autora (autorów) procedury roboczej;
- 3) nazwę, typ, numer identyfikacyjny urzędnika radiologicznego stosowanego w procedurze;
- 4) nazwiska osób uprawnionych do realizacji procedury i ich kwalifikacje;
- 5) opis postępowania w zakresie oceny skierowania na badania lub leczenia;
- 6) opis pomieszczenia, w którym wykonywana jest procedura;
- 7) wykaz wyposażenia pomocniczego mającego zastosowanie w procedurze;
- 8) stosowane fizyczne parametry pracy urządzeń radiologicznych;
- 9) szczegółowy opis postępowania medycznego w trakcie wykonywania badań lub leczenia;
- 10) szczegółowy opis obsługi urządzenia radiologicznego;
- 11) dokumentację wyników badań lub postępowania leczniczego;
- 12) wykaz odstępstw od procedury wzorcowej wraz z uzasadnieniem;
- 13) zasady ochrony radiologicznej pacjenta;
- 14) podpisy osób uprawnionych do realizacji procedury.

Procedury z definicji nie powinny powtarzać informacji zawartych w innych dokumentach, jak instrukcje, regulaminy czy jakiegokolwiek regulacje organizacyjne lub prawne zawarte w dokumentach wewnętrznych bądź zewnętrznych. Układ formalny procedur wzorcowych znacznie różni się od zacytowanego powyżej, a więc ci, którzy zwlekając z ich samodzielnym opracowaniem, pomimo przestróg, oczekiwali na ich ukazanie się w nadziei, że będą mieli „gotowce” procedur roboczych, musieli się rozczarować. Co zatem robić? Tam, gdzie procedury robocze są opracowane, należy zweryfikować je pod względem zgodności z opublikowanymi procedurami wzorcowymi. Nie chodzi tu o dosłowność obu tych dokumentów, ale o zgodność merytoryczną. Należy pamiętać, że procedury wzorcowe określają warunki

minimalne, których nie wolno nam bez ważnej przyczyny pogorszyć, ale zawsze mamy prawo je ulepszyć. W punkcie 12 procedury roboczej możemy bronić swojego zdania w przypadku rozbieżności z procedurą wzorcową, ale musimy podać mocne argumenty swojego uporu. I obyśmy mieli rację...

Należy mieć świadomość, że w obecnej sytuacji wszystkie wydane do tej pory przez organy Państwowej Inspekcji Sanitarnej zgody na wykonywanie procedur na podstawie wytycznych Głównego Inspektora Sanitarnego z dnia 9.09.2011 roku powinny podlegać weryfikacji, gdyż przy ich wydawaniu nie dokonywano merytorycznej oceny procedur wnioskodawców, skoro procedury wzorcowe nie były opublikowane.

Na co zwrócić uwagę?

Po ukazaniu się procedur wzorcowych pojawiły się pierwsze głosy wątpliwości użytkowników co do przyjętych w nich zapisów. Zwrócono m.in. uwagę na fakt, że w procedurach wzorcowych nie zawsze umieszczani są wszyscy, którzy zdaniem zgłaszających problem uczestniczą w realizacji procedury. Nie neguję znaczenia nikogo, kto w jakimkolwiek stopniu uczestniczy w procedurze, ale trzeba pamiętać, że mówimy tu o procedurach pisanych pod kątem bezpieczeństwa radiologicznego pacjenta. Ponadto, kierując się zasadą „nierozgadania” procedury, należy zastanawiać się podczas jej pisania, czy nie umieszcza się w niej elementu, który w razie jego braku formalnie uniemożliwi wykonanie procedury. Biorąc pod uwagę powyższe i fakt, że w procedurach roboczych w punkcie 4 użytkownik może zawsze zapisać liczniejszy personel niż jest to w procedurze wzorcowej (jeśli w takim zespole działa), należało w procedurach wzorcowych szczególnie uważać, aby przez nadmierne zapisy nie „wyciąć” części pracowni, nakładając na nie nadmierne wymagania. Należy bowiem pamiętać, że zapisy w procedurach wzorcowych jako wymagania minimalne dotyczą wszystkich pracowni w Polsce.

Szerszego omówienia wymaga problem jakości obrazu w stosunku do dawki napromieniowania pacjenta, którego aspekty techniczne nie zawsze są dobrze rozumiane. Konieczność optymalizacji zmusza do zdefiniowania przez lekarzy wymagań obrazowych (rozumianych jako minimalne z punktu widzenia diagnozy). W procedurach wzorcowych zapisane są w Części szczegółowej w punkcie 6: *Kryteria prawidłowej formy przedstawienia wyniku badania i jego opisu, w tym kryteria prawidłowo wykonanych zdjęć rentgenowskich*. W procedurze roboczej informacje te powinny znaleźć się na początku w punkcie 11. Dopiero po ustaleniu wymagań obrazowych możliwy jest dobór techniki zdjęciowej i parametrów wykonania zdjęć przy uwzględnieniu znanych zależności.

Przypomnienie aspektów technicznych związanych z jakością obrazu idawką

W opublikowanym Obwieszczeniu wprowadzającym procedury wzorcowe brakuje moim zdaniem krótkiego wstępu porządkującego podstawowe pojęcia występujące w obszarze technicznym



procedur. Poniżej zamieszczam kilka istotnych moim zdaniem uwag będących, mam nadzieję, przypomnieniem najistotniejszych zagadnień praktycznych.

Dla zdjęć rentgenowskich dopuszcza się następujące systemy odtwarzania:

- systemy błona – folia wzmacniająca (BFW);
- cyfrowe systemy radiograficzne z płytami pamięciowymi (CR), detektorami panelowymi (DR), systemy CCD i skanujące;
- telewizyjne systemy ze wzmacniaczem obrazu (włącznie z kamerami wideo lub CCD) pod warunkiem utrzymania fizycznych i technicznych wartości dopuszczalnych oraz spełnienia lekarskich wymagań jakościowych.

Wybór odpowiedniego systemu detekcji ma rozstrzygające znaczenie dla osiągnięcia wymaganych informacji diagnostycznych i wielkości ekspozycji na promieniowanie jonizujące. Ponieważ poziom szumów w obrazie w konkretnych systemach detekcji jest różny i może znacząco ograniczać zawartość informacji w obrazie, należy przy doborze detektora bezwarunkowo zwracać uwagę na stosunek szumów do sygnału. Jako uznane kryterium oceny stosuje się parametr DQE (*Detective Quantum Efficiency*) detektora dla danych warunków zdjęciowych.

W systemie błona – folia wzmacniająca (BFW) zdolność odpowiedzi na promieniowanie w danych warunkach wyraża światłoczułość S będąca jej ilościową miarą. Dawka K_s dla BFW jest przy tym wyrażana jako dawka na powierzchni kasety, niezbędna do uzyskania gęstości optycznej netto (ponad D_{min}) równej 1,0 nasświetlonej i poddanej obróbce błony dla pięciu jakości promieniowania (50, 70, 90, 120 kV) za fantomem symulującym warunki występujące w praktyce (kończyny, czaszka, kręgosłup lędźwiowy i jelito grube, klatka piersiowa). Czulość S wylicza się w zależności od dawki K_s ze wzoru $S = K_o/K_s$, gdzie $K_o = 1000 \mu\text{Gy}$, tzn. $K_s = 5 \mu\text{Gy}$ odpowiada $S = 200$, $K_s = 2,5 \mu\text{Gy}$ odpowiada $S = 400$, $K_s = 1,25 \mu\text{Gy}$ odpowiada $S = 800$. Wartość K_s przedstawia właściwości systemu BFW.

Należy pamiętać, że dawka wyłączenia w automatyce ekspozycji, tzn. dawka na powierzchni odbiornika obrazu K_g ustawiana zwykle dla gęstości netto $> 1,0$, odbiega od wartości K_s .

Podczas pomiarów przy różnej jakości promieniowania pojawia się wyraźna zależność czułości od napięcia na lampie dla różnych systemów błona – folia wzmacniająca, na którą należy uważać przede wszystkim przy niskich napięciach na lampie, poniżej 65 kV, z powodu spadku czułości. Kiedy ze względów praktycznych podaje się tylko pojedynczą wartość orientacyjną dla czułości systemu, powinna być stosowana wartość dla 70 kV (czaszka). Wartość czułości systemów błona – folia wzmacniająca podzielona została na klasy czułości (SC), przy czym czułość przy przejściu z klasy do klasy zwiększa się dwukrotnie lub maleje o połowę. Klasa czułości systemów błona – folia wzmacniająca jest iloczynem klasy czułości błony i folii wzmacniającej. Klasy czułości dla folii wzmacniających podaje się przy założeniu, że zostaną użyte z błoną o klasie czułości 1,0. W praktyce dostępne są jednak błony o klasie czułości 0,5 i 1,0 (zarówno

niebieskoczułe, jak i zielonoczułe) oraz o klasie 2,0 (zielonoczułe). Należy więc pamiętać, że użycie folii wzmacniających, np. 400, nie gwarantuje czułości systemu 400, bo w przypadku zastosowania go z błoną o klasie czułości 0,5 czułość systemu wyniesie 200.

Biorąc pod uwagę zależność czułości od napięcia na lampie, dla części folii wzmacniających podaje się napięcie ≤ 65 kV dla K_s jako górną wartość graniczną dla pojedynczych klas czułości (SC):

SC 200: $K_s \leq 8 \mu\text{Gy}$ (nominalnie $K_s = 5 \mu\text{Gy}$)

SC 400: $K_s \leq 3 \mu\text{Gy}$ (nominalnie $K_s = 2,5 \mu\text{Gy}$)

SC 800: $K_s \leq 1,5 \mu\text{Gy}$ (nominalnie $K_s = 1,25 \mu\text{Gy}$).

Wartości merytoryczne dla systemów błona – folia wzmacniająca (S , krzywa charakterystyczna, średni gradient, MTF, czułość spektralna błony i spektrum optyczne dla folii wzmacniającej) muszą być podane przez producenta w karcie katalogowej produktów. Typ folii wzmacniającej i błony wraz z określeniem producenta oraz według możliwości numeru emulsji lub podobnego kodowania muszą być widoczne na obrabianej fotochemicznie błonie (wyjątki: mammografia i błony o formacie $< 18/24$).

Kiedy podczas stosowania systemu błona – folia wzmacniająca ulega zmianie któryś z elementów (folia wzmacniająca, błona, obróbka fotochemiczna, typ wywoływacza), należy ocenić za pomocą badań obróbki fotochemicznej błon, czy osiągnięto optymalne wykorzystanie czułości nowego systemu i możliwość zmniejszenia dawki.

Średnia wartość gęstości optycznej zdjęć rentgenowskich w systemie błona – folia wzmacniająca wyrażona wartością brutto znajduje się w obszarze diagnostycznym $D = 1,2 \pm 0,2$. Wartości $D < 0,6$ i $D > 2,2$ zawierają z reguły ograniczoną zawartość informacji. Średnia gęstość optyczna w mammografii może być wyższa. Gęstość zadywienia plus podłoża nie powinna przekraczać $D = 0,25$ w mammografii i $0,3$ w pozostałych technikach zdjęciowych.

Średnia gęstość optyczna zdjęć z określonego rejonu ciała, które zostały wykonane tym samym aparatem rentgenowskim, nie powinna się zmieniać więcej niż $\Delta D = \pm 0,3$. Przy zastosowaniu standardowej błony oznacza to z reguły, że wahania ekspozycji spowodowane systemem wytwarzania promieniowania (generator, lampa, automatyka ekspozycji i in.) oraz wahania czułości S systemu zapisu obrazu (kombinacja błona – folia wzmacniająca oraz obróbka) nie powinny przekraczać w sumie $\pm 25\%$.

Kontrast obrazu może być oddany za pomocą różnicy gęstości optycznej (ΔD) dwóch stopni

kłina stopniowego w obrazie fantomu. Trudno jest ustalić ogólne dopuszczalne wymagania dla kontrastu, ponieważ obok danych zdjęciowych wpływa na niego również gradacja błony i rodzaj oraz przebieg obróbki fotochemicznej błony. Kontrast zmodulowanej wiązki promieniowania i kontrast błony powinny być tak dobrane, aby struktury ważne z punktu widzenia diagnozy przedstawiane były w zakresie gęstości 0,6-2,2 (kontrast obrazu 1,6). Wpływ kontrastu może być zbadany w przypadku



niespełniania lekarskich wymagań jakościowych za pomocą fantomu testowego lub za pomocą fantomu równoważnego pacjentowi.

Średni gradient wyznaczony z krzywej charakterystycznej dla błony standardowej powinien leżeć między 2,5 a 3,2 (jednak poza mammografią, gdzie wartości te są wyższe). Należy pamiętać, że błona z wyższym gradientem przedstawia mniejszą rozpiętość odtwarzanych obiektów. Dla zdjęć płucnych, ale również zdjęć innych obszarów ciała, przeznaczone są tak zwane „błony L” (*Latitude*), czyli rozpiętość, których średni gradient leży pomiędzy 2,2 a 2,7.

Wartość graniczna dla rozdzielczości wizualnej powinna być z reguły $\geq 2,4$ Lp/mm. Może być przekroczona, gdy ekspozycja promieniowaniem z uzasadnionych powodów utrzymuje się na niższym poziomie, a utrata informacji nie jest krytyczna. Dotyczy to także systemów skopii. Dla mammografii przy zastosowaniu systemów błona – folia wzmacniająca wymagana jest rozdzielczość ≥ 12 Lp/mm, dla mammografii cyfrowej wielkość piksela ≤ 100 μ m.

Systemy do rejestracji cyfrowej w porównaniu z systemami błona – folia wzmacniająca charakteryzują się:

- możliwością rejestracji większej rozpiętości naświetleń,
- możliwością późniejszego dopasowania jasności i kontrastu,
- zmianą zakresu dynamiki,
- zmienną wielkością przedstawiania obrazu (dopuszczalne zmniejszenie przy dokumentowaniu na błonie najwyżej o wskaźnik 0,7).

W systemach cyfrowych nie istnieje stała zależność pomiędzy dawką na powierzchni odbiornika obrazu a jasnością świecenia punktu na monitorze względną gęstością optyczną na błonie dokumentowej. W systemie cyfrowym zdjęcia mające zastosowanie diagnostyczne mogą być wykonywane przy różnych dawkach. Dlatego należy utrzymywać wartości podane w wytycznych dla dawki na powierzchni odbiornika obrazu (K_b). W procedurach wzorcowych nie zostały one określone dla systemów cyfrowych, ale orientacyjnym przelicznikiem jest:

$$K_b \leq 2 \times K_s \text{ nominalne dla systemu błona – folia wzmacniająca.}$$

Przykład: dla czułości błona/folia 400 (zapis z tabeli 2 w p. 2 Części szczegółowej procedury wzorcowej) uzyskujemy $K_b \leq 5$ μ Gy, ponieważ nominalnie $K_s = 2,5$ μ Gy ($1000/400 = 2,5$). Oznacza to, że obraz zgodny z zapisanymi lekarskimi wymaganiami powinien być uzyskany przy dawce mierzonej na powierzchni detektora mniejszej, a najwyżej równej 5 μ Gy. Jeśli żądaną jakość obrazu osiąga się przez wyższą dawkę na odbiorniku obrazu przy równej lub niższej ekspozycji pacjenta wskutek zastosowania wyższego napięcia na lampie względnie większego utwardzenia wynikającego z filtracji, to postępowanie takie jest dopuszczalne. W takim przypadku dopuszcza się podwyższenie dawki na powierzchni odbiornika obrazu w stosunku do wartości podanych w zaleceniach.

Należy pamiętać, że w systemach cyfrowych wytwarzających obraz nie istnieje bezpośrednia zależność pomiędzy gęstością optyczną błony dokumentacyjnej względnej luminancji na

urządzeniu odtwarzającym obraz a dawką. Z tego powodu przy radiograficznych systemach cyfrowych dodawany jest do obrazu wskaźnik dawki (wartość specyficzna dla producenta pokazywana w cyfrowym systemie obrazowania, która w tych samych warunkach zdjęciowych koreluje z dawką na powierzchni odbiornika).

Ponieważ przy cyfrowych systemach radiograficznych, z powodu ich dużej rozpiętości rejestrowanych ekspozycji, nie jest określana jedna stała wartość czułości, możliwa jest, w zależności od wskazania, praca przy różnych wartościach. Dlatego dla zdjęć przeglądowych i kontrolnych stanu należy stosować ustawienia minimalizujące dawkę. Ma to głównie zastosowanie w pediatrii. Przy metodach interwencyjnych, którym towarzyszą wysokie dawki, powinny być wykorzystane wszystkie techniczne możliwości systemu w celu zmniejszenia dawki (dodatkowa filtracja, skopia pulsacyjna o zmniejszonej ilości pulsów itp.).

Systemy ze skopią powinny być ustawione zarówno na obrazy pojedyncze, jak i następujące po sobie. W zależności od wybranego rodzaju badania, dawka na obraz, pole promieniowania, matryca obrazowa i częstość zdjęć ulegają zmianie. Skopia musi być wykonywana z możliwie niską dawką wejściową do pacjenta przy osiągnięciu wystarczającej rozpoznawalności struktur ważnych diagnostycznie. Praktyczna kontrola wejściowej mocy dawki daje wskazania dawki w odniesieniu do interwencyjnych punktów referencyjnych. Moc dawki na wejściu do odbiornika obrazu powyżej 0,6 μ Gy/s (w przeliczeniu na nominalną średnicę wzmacniacza ≤ 25 cm), która może być przekraczana tylko z koniecznych powodów (np. przedstawienie najdrobniejszego katetera, drucika prowadzącego lub stentu przy interwencji), oraz skopia wysokokontrastowa mogą być stosowane tylko krótko czasowo. Przy skopii cyfrowej istnieje możliwość zmniejszenia dawki przez wykorzystanie np. dodatkowej filtracji, dobrania odpowiednio do badania napięcia i prądu lampy, zastosowania skopii pulsacyjnej, opcji zatrzymania ostatniego obrazu lub techniki tworzenia wartości średnioważonej.

Przy niewspółpracujących pacjentach i obiektach poruszających się, w celu uniknięcia artefaktów ruchowych, stopień tworzenia wartości średnioważonej i częstość pulsu muszą być dopasowane do wynikającej z problemu diagnostycznego rozdzielczości czasowej. Należy zwracać szczególną uwagę na dopasowanie do obiektu blendowanie, przy czym pole pomiarowe automatyki ekspozycji nie może być przykryte przez blendy.

Trudno jest ustalić ogólne dopuszczalne wymagania dla kontrastu, ponieważ przez zwiększenie kontrastu cyfrowego systemu obrazowania kontrast obrazów może być zmieniany w szerokim zakresie. Istotnym ograniczeniem przy przedstawianiu niskokontrastowych szczegółów obrazu stanowią szumy w obrazie.

Przez zwiększenie napięcia na lampie lub przez dodatkową filtrację i wynikające z nich zmiany jakości promieniowania można zmniejszyć dawkę promieniowania, na którą narażony jest pacjent. Podobny efekt uzyska się przez rezygnację z kratki przeciwrozproszeniowej przy suchych pacjentach. Związana z tym obniżka kontrastu może być wyrównana cyfrowym



podniesieniem kontrastu podczas obróbki obrazu. Miarodajną dla obciążenia pacjenta dawką jest dawka wejściowa, którą można określić np. z iloczynu dawki i powierzchni (DAP).

Dla sprawdzenia ekspozycji promieniowaniem i prawidłowego działania normalizacji sygnału niezbędna jest rejestracja i ocena wskaźników dawki.

Przez podwyższenie napięcia na lampie lub wybór niższej dawki na powierzchni odbiornika obrazu silnie zmniejsza się czas ekspozycji. Aby uniknąć przy tym błędów kratki przeciwozproszeniowej i nakładania się struktur części miękkich, np. płuc przy zdjęciach kręgosłupa piersiowego, godne polecenia są czasy ekspozycji nie krótsze niż 10 ms.

Podsumowanie

Fakt, że ukazanie się procedur wzorcowych jest ważnym wydarzeniem dla całego środowiska medycznego stosującego promieniowanie jonizujące w celach medycznych nie podlega dyskusji. Nie może być on jednak usprawiedliwieniem dla zaniechania dalszych działań związanych z ich wykorzystaniem i udoskonalaniem zarówno w warstwie edycyjnej (poruszanie się po opublikowanym dokumencie zawierającym blisko 700 procedur umieszczonych przez MZ w dość przypadkowym

porządku na ponad 3000 stronach jest dużym wyzwaniem dla użytkowników), jak i merytorycznej (konieczność uwzględnienia ekspansji systemów cyfrowych w akwizycji obrazu). Ich efektywne wykorzystanie nawet w obecnej formie wymaga jednak przetłumaczenia trwającego od lat impasu w dziedzinie audytów klinicznych zewnętrznych. Pisałem o tym na łamach tego czasopisma (1, 2012, 153-156) i mimo upływu czasu sytuacja do dziś nie uległa zmianie. A przecież zaproponowane struktury przy konsultantach wojewódzkich ds. radiologii realizujące audyty kliniczne dodatkowo mogłyby być dla nich realną pomocą w procesie weryfikacji wniosków o wydawanie zgód na wykonywanie procedur. Obserwując przez lata działalność MZ i jego agend w dziedzinie wdrażania systemu zapewnienia jakości w radiologii, coraz bardziej utwierdzam się w przekonaniu, że urzędowi tym brakuje zarówno wiedzy, jak i wizji nie tylko w tej dziedzinie. Jest to dodatkowo przykre, że w zasięgu ręki znajdują się sprawdzone dobre wzorce, jak choćby system zapewnienia jakości w radiologii funkcjonujący od 1987 roku na terenie Niemiec. O ile z punktu widzenia przygotowania prawa dzieliło nas 13 lat (w Polsce dostosowanie ustawy Prawo atomowe do dyrektywy Euratom nastąpiło pod koniec 2000 roku), to we wdrażaniu mamy już opóźnienie co najmniej 26-letnie. Czy naprawdę tak musi być?