Program zapewnienia kontroli jakości w medycynie nuklearnej. Testy podstawowe kontroli jakości planarnych kamer scyntylacyjnych oraz kamer SPECT i SPECT/CT

Quality Assurance in Nuclear Medicine. Routine tests of quality control of scintillation planar cameras and SPECT and SPECT/CT systems

Krzysztof Matuszewski[1], *Hubert Szweda*[1], *Paulina Cegła*[2]

[1] Pracownia Dozymetrii Aparatury Medycznej, Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 61 88 50 552, e-mail: krzysztof.matuszewski@wco.pl

[2] Zakład Medycyny Nuklearnej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań

Wprowadzenie

Osiągnięcie i utrzymanie wysokich standardów w praktyce medycyny nuklearnej, podobnie jak w innych specjalnościach, które oparte są na zaawansowanych technologiach, wymaga zastosowania odpowiedniego programu zapewniania jakości. System kontroli powinien obejmować wszystkie aspekty wpływające na jakość przeprowadzanych badań i stanowić integralną część pracy klinicznej w zakładach medycyny nuklearnej. Polskie prawodawstwo formułuje wymagania dotyczące kontroli jakości planarnych kamer scyntylacyjnych oraz kamer SPECT i SPECT/CT, wskazując zakres oraz częstotliwość wykonywania testów podstawowych (Tabela 1) oraz specjalistycznych wymienionych urządzeń [2].

280

Streszczenie

Regulacje prawne oraz zalecenia obligujące do tworzenia systemu kontroli jakości w medycynie nuklearnej mają na celu zapewnienie odpowiedniego poziomu jakości badań diagnostycznych. Podstawowe testy kontroli jakości są ważną częścią rutynowej pracy klinicznej. Celem niniejszej pracy jest przedstawienie procedur testów podstawowych kontroli jakości dla planarnych kamer scyntylacyjnych oraz systemów SPECT i SPECT/CT.

Słowa kluczowe: planarna kamera scyntylacyjna, SPECT, SPECT/CT, system kontroli jakości w medycynie nuklearnej, poziom tła, okno energetyczne, jednorodność przestrzenna, położenie środka obrotu, rozdzielczość i liniowość, dopasowanie cięć, fantom Jaszczaka

Abstract

Regulations and recommendations that oblige to create a system of quality assurance in nuclear medicine, provide a sufficient level of quality diagnostic tests. The basic quality control tests are important part of routine clinical work. The aim of the work is to present quality control procedures for planar cameras and SPECT and SPECT/CT systems.

Key words: planar scintilation camera, SPECT, SPECT/CT, quality control system in nuclear medicine, background, energy window setting, field uniformity, center of rotation (COR), resolution and linearity, SPECT/CT alignment, Jaszczak phantom

otrzymano / received:
14.07.2019
poprawiono / corrected:
24.07.2019
zaakceptowano / accepted:
12.08.2019

Tabela 1 *Zestawienie podstawowych testów kontroli jakości dla kamer planarnych oraz kamer SPECT i SPECT/CT*

LP.	NAZWA TESTU	CZĘSTOTLIWOŚĆ WYKONYWANIA
1.	Kontrola położenia okna energetycznego na fotoszczycie	w dniu przed badaniami z użyciem danego radionuklidu
2.	Ocena tła	codziennie
3.	Wizualna kontrola kolimatora	
4.	Jednorodność przestrzenna detektora	
5.	Jednorodność przestrzenna zewnętrzna detektora dla dużej liczby zliczeń	co miesiąc
6.	Położenie środka obrotu	co 3 miesiące
7.	Rozdzielczość przestrzenna i liniowość detektora	co 6 miesięcy
8.	Dopasowanie cięć tomograficznych uzyskanych technikami SPECT i CT	
9.	Całościowe działania systemu obrazowania	co 12 miesięcy

Źródło: [2].

Czynności obejmujące wykonanie testów podstawowych kontroli jakości powinny być przeprowadzane przez personel obsługujący aparaturę we współpracy z fizykami medycznymi oraz pracownikami serwisu technicznego. Testy podstawowe powinny być wykonywane regularnie, aby zapewnić optymalną wydajność urządzenia przez cały czas jego użytkowania. Wyniki tych testów powinny być starannie zapisywane i analizowane w celu wykrycia pogorszenia się działania urządzenia w czasie i podjęcia odpowiednich działań naprawczych. Zgodnie z wymaganiami systemu zarządzania jakością w medycynie nuklearnej rutynowe testy powinny być wykonywane zgodnie z ustaloną procedurą lub instrukcją, aby zachować powtarzalność i porównywalność wyników. Sukces programu zapewnienia kontroli jakości zależy przede wszystkim od zrozumienia zasadności prowadzenia kontroli jakości oraz podstaw fizycznych badanych parametrów, jasnego podziału obowiązków, przestrzegania harmonogramów i procedur wykonywania testów, a także monitorowania wyników. W pracy przedstawiono ogólne wytyczne w zakresie wykonywania podstawowych testów kontroli jakości planarnych kamer scyntylacyjnych oraz kamer SPECT i SPECT/CT, które mogą być przydatne dla osób odpowiedzialnych za program kontroli jakości oraz wykonujących testy kontroli jakości. W przypadku kamer SPECT/CT nie poruszono zagadnień związanych z testowaniem modułu CT. Stanowią one obszerny materiał wykraczający poza ramy tej pracy. Ujęto jedynie wytyczne dla testu dopasowania cięć wykonanego technikami SPECT/CT.

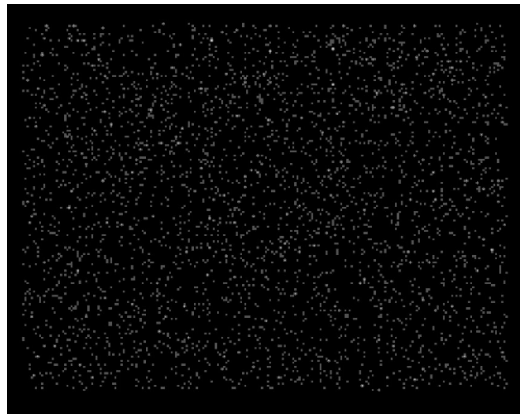
Wizualna kontrola kolimatora

Kontrola wzrokowa kolimatora powinna poprzedzać przeprowadzenie innych testów kontroli jakości, jak i rozpoczęcie pracy klinicznej na gamma kamerze. Niejednokrotnie w trakcie kontroli wizualnej można ujawnić oczywiste wady, które mogą zagrozić bezpieczeństwu pacjenta i personelu lub mogą obniżyć jakość obrazowania systemu. Kolimatory można łatwo uszkodzić przez nieostrożne obchodzenie się z nimi, np. uderzając nimi w stół lub upuszczając na nie ciężkie przedmioty. Oznaki wgnieceń lub zarysowania mogą wskazywać na mechaniczne uszkodzenia kolimatora, a plamy na jego powierzchni mogą być oznaką zanieczyszczenia, które może wprowadzać artefakty na obrazach [1]. Każdego dnia należy przeprowadzić ogólną kontrolę wzrokową kolimatorów w celu wykrycia wszelkich wad mogących zagrażać bezpieczeństwu pacjenta i personelu. Wymagane jest, aby w ocenie wizualnej nie występowały zewnętrzne ślady uszkodzeń kolimatorów [2, 3]. Stare uszkodzenia powinny być oznaczone. Jeżeli na powierzchni kolimatora obecne są nowe wgniecenia, zadrapania lub plany, należy wykonać pomiar poziomu tła i kontrolę jednorodności zewnętrznej. Pozytywny wynik tych testów pozwala na użycie danego kolimatora do obrazowania pacjenta.

Ocena tła

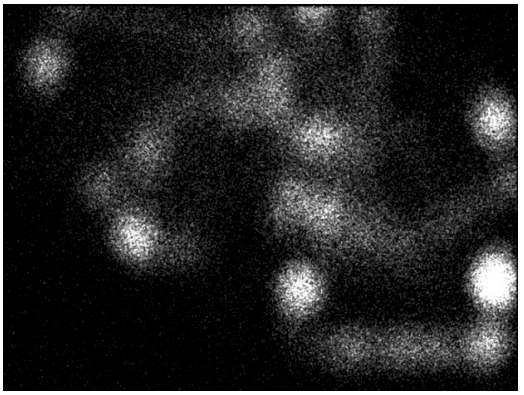
Promieniowanie tła oraz szum detektora mogą powodować zakłócenia w trakcie rejestrowania obrazów przez gamma kamerę, ograniczając zdolność pomiaru niskich aktywności. Podwyższone promieniowanie tła może być spowodowane zanieczyszczeniem detektora lub kolimatora materiałem radioaktywnym lub obecnością odsłoniętych źródeł promieniowania oraz innych urządzeń generujących promieniowanie [4].

Procedura oceny tła powinna być przeprowadzona codziennie przed rozpoczęciem pracy klinicznej gamma kamery dla najczęściej stosowanego okna o niskiej energii [2]. W tym celu należy upewnić się, że w pobliżu nie znajdują się żadne otwarte źródła promieniowania. Następnie należy zamontować żądane kolimatory na głowicy detektora oraz wybrać standardową orientację oraz położenie detektorów i ustawić je w kierunku stołu. Wykonać akwizycję tła w przedziale czasu 100 s i ocenić wizualnie zebrane obrazy [4]. W wizualnej ocenie zliczenia powinny być rozmieszczone równomiernie na obrazie (Rys. 1) [2].



Rys. 1 *Równomierne rozmieszczenie zliczeń na obrazie tła zarejestrowanym przez detektor gamma kamery*
Źródło: Materiał własny.

Obecność na obrazie tła obszarów o znacznie zwiększonej liczbie zliczeń może wskazywać na zanieczyszczenie radioaktywne urządzenia lub jego otoczenia (Rys. 2). Zanieczyszczenie



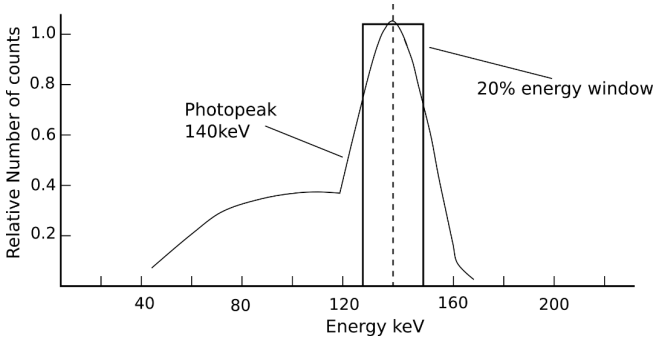
Rys. 2 *Obraz zliczeń tła z detektora gamma kamery z obecnymi obszarami zwiększonej liczby zliczeń spowodowanymi zanieczyszczeniem kolimatora*
Źródło: Materiał własny.

może dotyczyć samego urządzenia (detektora lub kolimatora), łóżka pacjenta, podłogi, kosza na odpady, a nawet osoby przeprowadzającej test. Jeżeli wynik testu jest nieprawidłowy, to po upewnieniu się, że w pobliżu nie ma źródeł promieniowania, należy powtórzyć test. Jeżeli zostanie wykryte zanieczyszczenie, po jego usunięciu i uzyskaniu pozytywnego wyniku testu można przejść do pracy klinicznej, o ile nie zostały zanieczyszczone bezpośrednio detektor lub kolimator gamma kamery. Alternatywnie test zakończony niepowodzeniem może wskazywać na usterkę elektryczną urządzenia. Jeżeli zachodzi takie podejrzenie, należy poinformować o tym fakcie przedstawicieli serwisu [4].

Kontrola położenia okna energetycznego na fotoszczycie

Jedną z codziennych procedur kontroli jakości jest weryfikacja centralnego położenia okna energetycznego w głównym fotopiku radionuklidu. Test należy wykonać dla wszystkich energii radionuklidów lub energii zbliżonych, które będą stosowane danego dnia w pracy klinicznej [2]. Szczególnie w starszych aparatach dopasowanie okna energetycznego do fotopiku może się zmienić między innymi z powodu niewielkich zmian wysokiego napięcia, dryfu fotopowielacza lub zmian temperatury [1]. Nieodpowiednie wycentrowanie okna energetycznego powoduje przesunięcie fotopiku systemu oraz całego okna w inny zakres energii, co wpływa bezpośrednio na rejestrowaną liczbę zliczeń fotonów (Rys. 3).

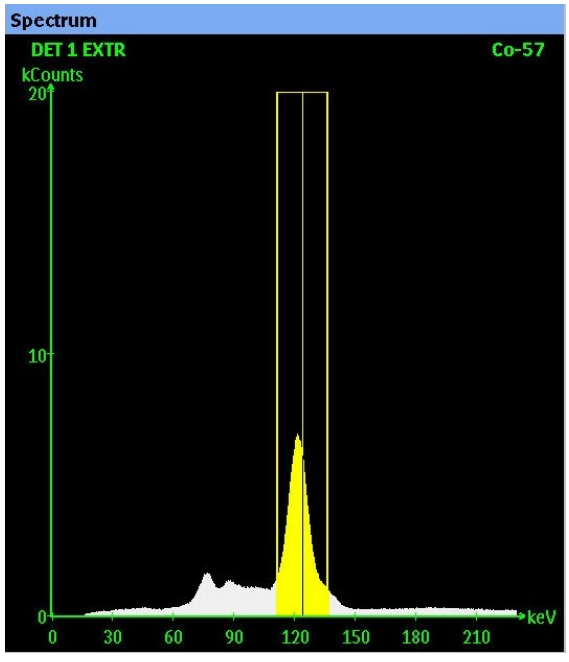
Prowadzi to także do zniekształcenia wyników badania przez analizator energii, który wytwarza sygnał na wyjściu tylko i wyłącznie dla zarejestrowanych fotonów, których energia mieści się w ustalonym oknie energetycznym [7]. Obrazy uzyskiwane w nieprawidłowo wycentrowanym oknie mogą zawierać artefakty [8]. Jeżeli środek okna energetycznego jest przesunięty w zakres wyższych energii względem pierwotnego fotopiku radionuklidu, znaczna liczba fotonów może nie być zarejestrowana podczas akwizycji. Zmniejszenie gęstości informacji (liczby zliczeń) utrudnia odpowiednią diagnozę. Z kolei przesunięcie



Rys. 3 *Zależność względnej liczby zliczeń od położenia i szerokości okna dla energii Tc-99m*
Źródło: [6].

okna w zakres niższych energii wpływa na zwiększoną rejestrację rozproszonych fotonów. Rezultatem jest pogorszenie jakości obrazu, rozmycie ostrych krawędzi oraz obniżenie kontrastu [9].

W celu przeprowadzenia testu niezbędne jest użycie źródła z izotopem jednopikowym najczęściej stosowanym w pracy klinicznej. Jeżeli najczęściej wykorzystywanym do badań izotopem jest Tc-99m (140 keV), należy przygotować źródło punktowe tego izotopu lub wykorzystać źródło płaskie Co-57 (122 keV), które jest tzw. źródłem pozornym (ang. *mock source*) technetu o zbliżonej energii. Przed rozpoczęciem procedury należy usunąć wszystkie możliwe otwarte źródła promieniowania mogące znajdować się w pobliżu urządzenia [10]. Następnie źródło umieścić w polu widzenia detektorów. W oprogramowaniu systemu wybrać izotop, dla którego należy dokonać sprawdzenia. W modzie spektralnym kamery sprawdzić na podglądzie widma, czy środek okna energetycznego pokrywa się z maksimum fotopiku (Rys. 4).



Rys. 4 *Ocena położenia okna energetycznego na fotoszczycie*
Źródło: Materiał własny.

Jeżeli różnica położenia okna (piku systemu) i piku izotopu przekracza wartość podaną przez producenta gamma kamery, należy dokonać korekcji położenia okna energetycznego [2]. Jeżeli zaś pik izotopu znajduje się poza oknem energetycznym konieczne jest wykonanie kalibracji energetycznej.

Jednorodność przestrzenna detektora

Interpretacja obrazów klinicznych pozyskiwanych za pomocą gamma kamery opiera się na założeniu, że obserwowane różnice wynikają tylko i wyłącznie z różnic dystrybucji radiofarmaceutyka w ciele pacjenta, a nie z różnic wprowadzanych przez samą gamma kamerę [1]. Jednorodność detektora jest jednym z najbardziej wrażliwych parametrów na zmiany wydajności systemu obrazowania.

Istnieją trzy główne przyczyny niejednorodności:

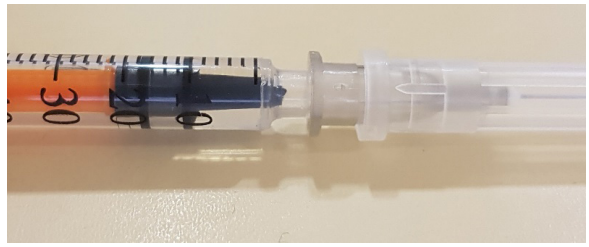
- nieliniowości przestrzenne powodujące lokalne zmiany gęstości zliczeń, które są skutecznie korygowane przez sprawnie działające układy korekcji liniowości;
- zależność wielkości sygnału energii od pozycji oddziaływania w krysztale, której przyczyną mogą być lokalne zmiany kryształu w wytwarzaniu światła i jego transmisji do fotopowielacza, jak również zmiany w wykrywaniu sygnału przez fotopowielacz. Wykorzystanie cyfrowych obwodów elektronicznych przemnażających sygnał z detektora przez współczynniki z tabeli korekcji energii pozwalają na ograniczenie wpływu tego czynnika na obniżenie niejednorodności;
- lokalne zmiany wydajności absorpcji promieniowania X lub gamma spowodowane wadami produkcyjnymi lub uszkodzeniem kolimatora [11].

Stąd test jednorodności przestrzennej detektora sprawdzający odpowiedź kamery scyntylacyjnej na przestrzennie jednorodny strumień padających fotonów w polu widzenia jest jednym z najważniejszych testów kontroli jakości gamma kamer i powinien być przeprowadzany codziennie oraz po każdej naprawie kamery [10]. Test jednorodności powinien być wykonany dla wszystkich radionuklidów stosowanych danego dnia. Jeżeli producent gwarantuje zachowanie jednorodności na podstawie przeliczania map korekcyjnych dla ^{99m}Tc, można odstąpić od wykonywania tego testu dla innych nuklidów [2].

Prawidłowe wykonanie testu jednorodności przestrzennej pozwala systemowi gamma kamery na identyfikację obszarów, w których liczba zliczeń różni się znacznie od średniej liczby zliczeń na całym detektorze, a następnie na określenie korekty dla każdego piksela, która zostanie użyta w obrazowaniu klinicznym. Dane korekcyjne przechowywane są w macierzy korekcji jednorodności [8].

Wykonując test codzienny, możliwa jest ocena jednorodności przestrzennej wewnętrznej lub zewnętrznej [2]. Na ogół można jednocześnie użyć obu detektorów do wykonania akwizycji obrazów do testowania jednorodności pola. Jednak w niektórych ośrodkach ograniczenia wynikające z wielkości pomieszczenia lub z konfiguracji detektorów uniemożliwiają to. W takim wypadku należy użyć procedury akwizycji obrazów w trybie detektora pojedynczego i powtórzyć akwizycję dla każdego z detektorów [12].

Do wykonania testu jednorodności wewnętrznej niezbędne jest źródło punktowe ^{99m}Tc o aktywności 10-40 MBq (0,2-1,0 mCi) w objętości mniejszej niż 0,1 ml w strzykawce (Rys. 5).



Rys. 5 *Źródło punktowe w strzykawce*
Źródło: Materiał własny.

Aby przeprowadzić test jednorodności wewnętrznej, należy usunąć kolimator z głowicy detektora. Źródło punktowe umieścić w dedykowanym uchwycie tak, aby znajdowało się centralnie w stosunku do środka detektora w odległości około pięciokrotnie większej od wymiaru pola widzenia detektora 5 x FOV (ang. *Field of View* – pole widzenia, obszar ograniczony przez kolimator). Niektóre gamma kamery wymagają umieszczenia maski ołowianej wokół krawędzi kryształu, która zapobiega oddziaływaniu promieniowania gamma z jego krawędzią, powodując powstanie na krawędzi pola widzenia gorących brzegów. Następnie sprawdzić dopasowanie środka okna energetycznego do fotopiku radionuklidu, po czym przeprowadzić akwizycję obrazów dla liczby zliczeń 2 x 10^6 w przypadku kamer o małym polu widzenia lub 5 x 10^6 dla kamer o dużym polu widzenia z prostokątnymi detektorami [4].

Zaletą testu jednorodności wewnętrznej jest ocena systemu za pomocą izotopu, który jest używany w większości badań klinicznych. Wykonanie testu jednorodności wewnętrznej ma jednak wiele wad. Przede wszystkim test ten nie sprawdza niejednorodności wprowadzonych przez kolimatory, co jest szczególnie ważne dla systemów SPECT. Ponadto w przypadku niektórych systemów z wieloma detektorami wykonanie wewnętrznej kontroli jednorodności może być znacznie utrudnione ze względu na geometrię urządzenia [13]. Zdejmowanie kolimatorów z detektora może prowadzić do ich uszkodzenia na skutek kolizji ze stołem lub wózkiem na kolimatory. Wreszcie usunięcie kolimatora niesie ze sobą ryzyko uszkodzenia odsłoniętego kryształu [10].

W celu oceny jednorodności przestrzennej zewnętrznej niezbędne jest źródło płaskie ^{57}Co o aktywności od 200-400 MBq (5-10 mCi) lub fantom płaski napełniony roztworem wodnym ^{99m}Tc o aktywności od 200-400 MBq (5-10 mCi), o powierzchni użytkowej co najmniej takiej, jak powierzchnia użytkowa pola widzenia kamery [4, 12]. Kolimator należy zamontować na głowicy detektora. Fantom lub źródło płaskie umieścić co najmniej 10 cm od powierzchni kolimatora (Rys. 6).

Rys. 6 *Ułożenie źródła płaskiego ^{57}Co w teście jednorodności zewnętrznej jednocześnie dla dwóch detektorów z zachowaniem odległości źródło-detektor przynajmniej 10 cm*
Źródło: Materiał własny.

Następnie sprawdzić dopasowanie środka okna energetycznego do fotopiku radionuklidu, po czym przeprowadzić akwizycję obrazów dla liczby zliczeń 2 x 10^6 w przypadku kamer o małym polu widzenia lub 5 x 10^6 dla kamer o dużym polu widzenia z prostokątnymi detektorami [4].

Testowanie jednorodności zewnętrznej w systemach z przeciwstawną podwójną głowicą umożliwia akwizycję obrazów jednocześnie na obu detektorach, co znacznie skraca czas potrzebny na wykonanie testów kontroli jakości. Stosowanie źródła płaskiego ^{57}Co wymaga jego wymiany co ok. 2 lata. Wpływa to znacznie na podwyższenie kosztów finansowych kontroli jakości. Ponadto nowe źródła ^{57}Co zawierają niewielkie ilości ^{56}Co i ^{58}Co, o krótszym okresie półtrwania (ok. 70-80 dni), emitujące promieniowanie gamma o wysokiej energii (> 500 keV) [14]. Może to powodować pojawienie się niejednorodności podczas pierwszych kilku miesięcy użytkowania źródła. Z kolei stosowanie płaskiego fantomu napełnionego roztworem ^{99m}Tc wiąże się z narażeniem na promieniowanie podczas przygotowywania źródła. Ponadto możliwe jest wystąpienie pęcherzyków powietrza wewnątrz źródła, jak również słabe wymieszanie izotopu [10].

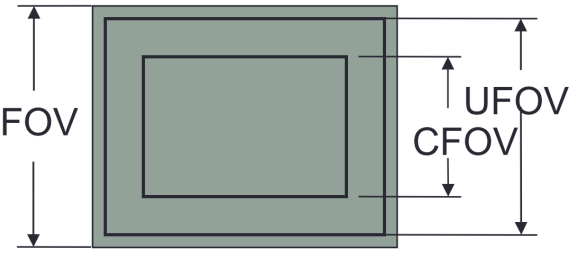
Po przeprowadzeniu akwizycji, zarówno wewnętrznej, jak i zewnętrznej, należy ocenić wizualnie rozmieszczenie zliczeń. Nie powinny występować obszary niejednorodne z wyraźnymi lokalnymi maksimami, minimami i gradientami [2].

Jednorodność przestrzenna zewnętrzna detektora dla dużej liczby zliczeń

Test jednorodności przestrzennej zewnętrznej detektora dla dużej liczby zliczeń należy wykonać w sposób opisany powyżej jak dla przeprowadzenia testu jednorodności przestrzennej detektora. Należy zwrócić jednak uwagę na kilka ważnych aspektów.

Po pierwsze, należy zarejestrować obrazy o dużej liczbie zliczeń, co oznacza, że w każdym pikselu należy zarejestrować ok. 10 000 zliczeń, co daje ok. 30-40 mln zliczeń dla macierzy obrazowej 64 x 64 i powyżej 100 mln zliczeń dla macierzy obrazowej 128 x 128 [2].

Po drugie, należy przeprowadzić nie tylko ocenę jakościową, ale i ilościową analizowanej jednorodności – obliczyć jednorodność całkową i różniczkową dla UFOV i CFOV. UFOV (ang. *useful field of view*) to użyteczne pole widzenia kamery stanowiące obszar detektora ograniczony maską ołowianą wykorzystywany do obrazowania. UFOV po ograniczeniu obszaru do 75% jego wymiarów liniowych stanowi CFOV (ang. *central field of view*), czyli centralne pole widzenia detektora (Rys. 7) [4].



Rys. 7 *Schematyczny opis pola widzenia (FOV), centralnego pola widzenia (CFOV) i użytecznego pola widzenia (UFOV)*
Źródło: Materiał własny.

Jednorodność przestrzenna całkowa pozwala określić zmienność ilości zliczeń zarejestrowanych przez detektor, dla zdefiniowanej powierzchni detektora, dla jednorodnego strumienia promieniowania gamma, który pada na obszar UFOV kamery i wyraża się ją wzorem:

$$\text{JEDNORODNOŚĆ}_{\text{CAŁKOWA}} = 100 * \frac{Z_{MAX} - Z_{MIN}}{Z_{MAX} + Z_{MIN}},$$

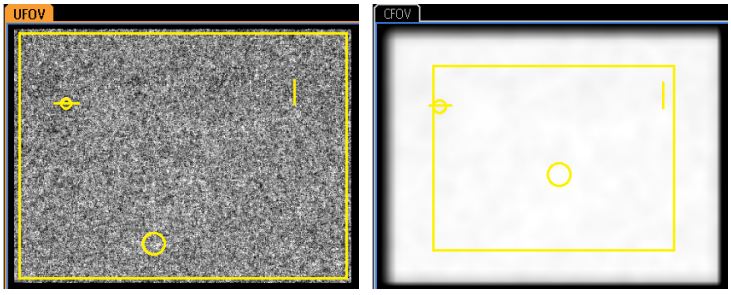
gdzie Z_{MAX}, Z_{MIN} – odpowiednio maksymalna i minimalna liczba zliczeń zarejestrowana przez detektor na zdefiniowanej powierzchni [15].

Z kolei jednorodność przestrzenna różniczkowa jest miarą zmienności ilości zliczeń zarejestrowanych przez detektor dla zdefiniowanej odległości i można ją opisać wzorem:

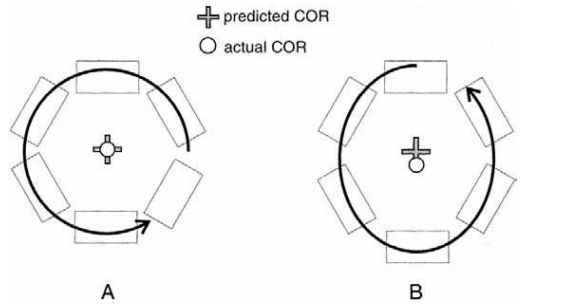
$$\text{JEDNORODNOŚĆ}_{\text{RÓŻNICZKOWA}} = 100 * \frac{Z_{MAX} - Z_{MIN}}{Z_{MAX} + Z_{MIN}},$$

gdzie Z_{MAX}, Z_{MIN} – odpowiednio maksymalna i minimalna liczba zliczeń zarejestrowana przez detektor na zdefiniowanej odległości 5 kolejnych pikseli na obrazie [4].

Algorytm do oceny jednorodności przestrzennej analizuje obszar całej matrycy danych zawierający zliczenia. Oceniana jest maksymalna i minimalna liczba zliczeń w obszarach o określonym polu oraz na odległościach 5 kolejnych pikseli dla każdej możliwej kombinacji położenia analizowanych obszarów i odcinków na matrycy danych (Rys. 8). Następnie szukane jest największe odchylenie, które wyrażane jest wyżej opisanymi formułami. W ocenie ilościowej jednorodność całkowa wyznaczona dla UFOV i CFOV powinna wynosić maksymalnie 5% [2].



Rys. 8 *Obraz do oceny jednorodności pozyskany na gamma kamerze (lewa strona). Zaznaczone położenie obszarów zawierających piksel o najmniejszej liczbie zliczeń (mały okrąg) oraz największej liczbie zliczeń (duży okrąg) niezbędne do wyznaczenia jednorodności całkowej oraz odcinków pikseli, w których różnica liczby zliczeń jest najmniejsza i największa odpowiednio w UFOV (rysunek po lewej stronie) i CFOV (rysunek po prawej stronie). Obraz do oceny jednorodności z CFOV wygładzony za pomocą filtra punktowego*
Źródło: Materiał własny.



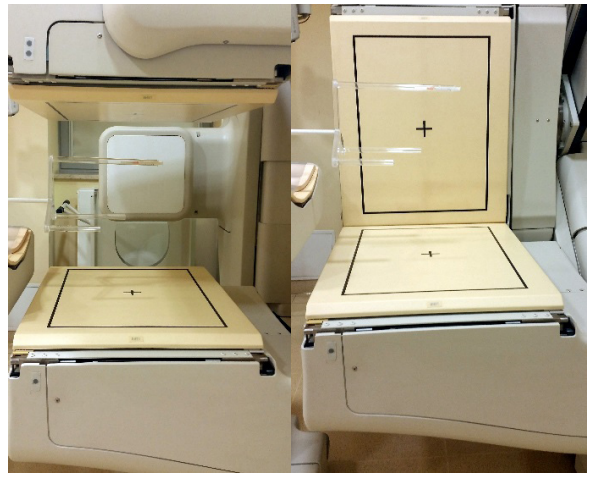
Rys. 9 *A - Obraz idealnej kołowej ścieżki obrotu głowic kamery. Przewidywany środek obrotu COR jest wyrównany z rzeczywistym (mechanicznym) COR. W tym przypadku COR pokrywa się z AOR. 9B – Obraz eliptycznej orbity, której środek jest odsunięty od środka przewidywanej idealnej orbity kołowej. COR nie pokrywa się z AOR*
Źródło: [8].

Położenie środka obrotu

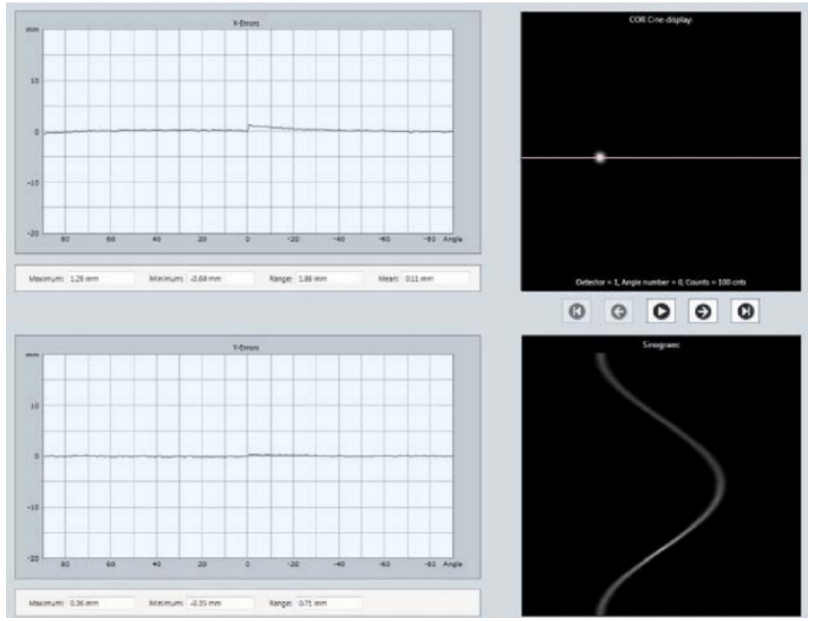
Głowica gamma kamery z detektorami powinna obracać się wokół osi obrotu AOR (ang. *axis of rotation*), tak że detektory powinny kreślić w przestrzeni idealny okrąg lub elipsę oraz pozostawać prawie dokładnie ustawione w swoich przeciwnych pozycjach. Obraz projekcji osi obrotu (AOR) nazywa się środkiem obrotu COR (ang. *center of rotation*) [8]. Lokalizacja COR (położenia rzutu AOR na macierz pikseli w obrazie planarnym) w każdym z obrazów projekcyjnych musi być znana, aby poprawnie obliczyć trójwymiarowy rozkład aktywności z obrazów projekcyjnych [16]. W idealnej sytuacji COR powinien pokrywać się z osią obrotu detektorów (Rys. 9A). Możliwe jest jednak wystąpienie niewspółosiowości COR z AOR, czyli ze środkami obrazów projekcyjnych. Niezgodność może mieć podłoże mechaniczne, np. głowica gamma kamery może nie być dokładnie wyśrodkowana w suwnicach, detektory mogą nie być równoległe do osi obrotu lub elektroniczne (błędy w przetworniku analogowo-cyfrowym, zmiany wzmocnienia itp.) [12].

Niewspółosiowość środka obrotu (COR) może być taka sama we wszystkich obrazach projekcyjnych z pojedynczej głowicy gamma kamery lub może się różnić w zależności od kąta obrazu projekcji. Niezgodności te prowadzą do utraty rozdzielczości przestrzennej, zmniejszenia kontrastu na skutek rozmycia obrazu oraz zniekształceń w zrekonstruowanych warstwach [17].

Test sprawdzający położenie środka obrotu należy wykonywać dla wszystkich kolimatorów stosowanych w pracowni i kątów wzajemnego ustawienia detektorów z częstotliwością raz na kwartał [2].



Rys. 10 *Źródło punktowe ^{99m}Tc umieszczone w uchwycie do testowania COR około 10 cm od środka obrotu i ok. 2 cm od środka pola widzenia w konfiguracji detektorów 180° (lewa strona) oraz konfiguracji detektorów 90° (prawa strona)*
Źródło: Materiał własny.



Rys. 11 *Wykreślone położenie źródła punktowego jako funkcji położenia głowicy kamery. Panel górny: wykres obrazu źródła w kierunku y (równoległym do osi długiej stołu). Panel dolny: wykres obrazu źródła w kierunku x (prostopadłym do osi długiej stołu). Panele po prawej stronie: wykres niezgodności COR*
Źródło: [18].

W celu przeprowadzenia testu wymagane jest źródło punktowe ^{99m}Tc o aktywności 10-40 MBq (0,2-1,0 mCi) w objętości mniejszej niż 0,1 ml w strzykawce. Używając poziomicy, należy upewnić się, że głowica gamma kamery nie jest pochylona – detektory są równoległe do osi obrotu. Źródło punktowe należy umieścić w powietrzu, około 10 cm od osi obrotu i około 2 cm od środka pola widzenia, wykorzystując dedykowany uchwyt (Rys. 10) [4].

Następnie należy wykonać akwizycję tomograficzną przy używanym klinicznie rozmiarze matrycy, zbierając około 10 000 zliczeń w każdej pozycji kątowej. Wykonać akwizycje przynajmniej dla 32 kątów. Wykreślenie położenia źródła punktowego jako funkcji położenia głowicy kamery w okręgu obrotu pozwala na porównanie z przewidywanymi wartościami położenia COR. Położenie źródła punktowego jest wykreślone w kierunkach x (prostopadłych do osi długiej stołu) i y (równoległych do osi długiej stołu). Pozycja źródła wykreślona w kierunku x powinna być zbliżona do fali sinusoidalnej (dolny panel na Rys. 11). Wykres obrazu źródła w kierunku y powinien być linią prostą (górny panel na Rys. 11) [8]. Przeanalizować sinogram, używając oprogramowanie dostarczone przez producenta.

Do oceny wyników przesunięcia środka obrotu COR względem macierzy obrazowej zastosować kryterium wymagane przez producenta gamma kamery.

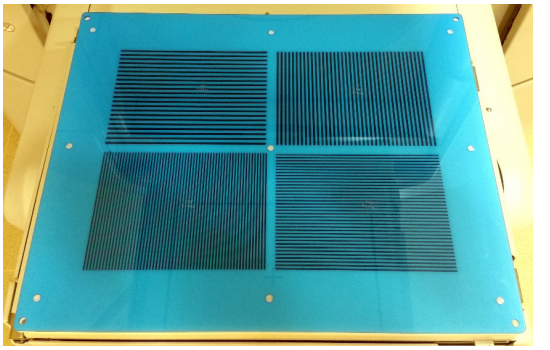
Rozdzielczość przestrzenna i liniowość detektora

Rozdzielczość przestrzenna jest cechą charakterystyczną kamery scyntylacyjnej. Opisuje zdolność kamery do zobrazowania zmian przestrzennych w koncentracji aktywności oraz rozróżnienia obrazowanych obiektów znajdujących się w bliskim sąsiedztwie [11, 15]. Rozdzielczość przestrzenną można określić poprzez pomiar szerokości obiektu lub odległości między obiektami, które można rozróżnić na obrazie. Zatem im mniejsza szerokość obiektu lub odległości między obiektami możliwa do zmierzenia lub rozróżnienia, tym wyższa rozdzielczość przestrzenna [4]. Liniowość detektora jest z kolei miarą zdolności kamery do dokładnego przedstawiania kształtów obrazowanych obiektów [11].

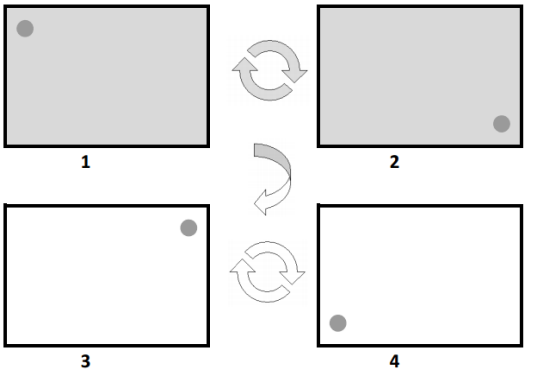
W rutynowej praktyce test rozdzielczości przestrzennej i liniowości detektora powinien być wykonany z kolimatorem za pomocą fantomu składającego się z 4 sektorów pasków o różnych szerokościach (ang. *bar phantom*) równym odstępom między paskami (Rys. 12) [2]. Niezbędne jest również źródło płaskie ^{57}Co o aktywności od 200-400 MBq (5-10 mCi) lub fantom płaski napełniony roztworem wodnym ^{99m}Tc o aktywności od 200-400 MBq (5-10 mCi) o powierzchni użytkowej co najmniej takiej jak powierzchnia użytkowa pola widzenia kamery.

Fantom z sektorami pasków umieścić na kolimatorze. Dopasować go tak, aby zakrył całe pole widzenia detektora. Następnie źródło płaskie lub fantom wodny wypełniony izotopem umieścić na fantomie. Dopasować okno energetyczne do fotopiku radionuklidu. Przeprowadzić akwizycję obrazów dla 6 x 10^6 zliczeń, wykorzystując maksymalny rozmiar matrycy dostępnej w kamerze scyntylacyjnej [4]. Test dla pojedynczego kolimatora należy wykonać czterokrotnie, po każdej akwizycji obracając lub odwracając fantom w celu zapewnienia zobrazowania każdego kwadrantu detektora każdym kwadrantem fantomu (Rys. 13).

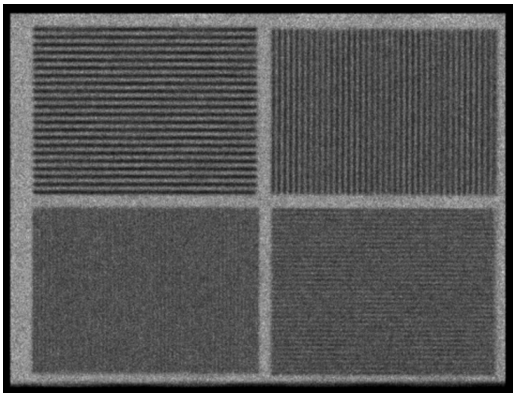
Na obrazie z każdej akwizycji fantomu (Rys. 14) określić szerokość najmniejszych pasków, które kamera scyntylacyjna jest



Rys. 12 *Fantom składający się z 4 sektorów pasków do testowania rozdzielczości przestrzennej i liniowości detektora. W każdym z kwadrantów znajdują się paski o innym rozmiarze umieszczone w regularnych odstępach*
Źródło: Materiał własny.



Rys. 13 *Kombinacja ułożenia fantomu w celu zobrazowania każdego kwadrantu detektora każdym kwadrantem fantomu. Pomiędzy akwizycją pierwszą i drugą oraz trzecią i czwartą należy obrócić fantom o 180°, zaś między akwizycjami drugą i trzecią należy fantom odwrócić na drugą stronę*
Źródło: [12].



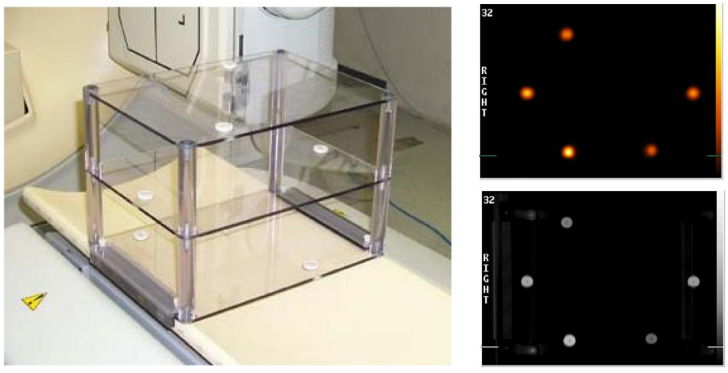
Rys. 14 *Obraz uzyskany w akwizycji fantomu z 4 sekcjami pasków służący do oceny rozdzielczości przestrzennej i liniowości detektora*
Źródło: Materiał własny.

w stanie zobrazować, czyli te, które są rozróżnialne. Rozróżnialność pasków powinna być przynajmniej taka sama jak na obrazie referencyjnym, zaś przebieg pasków nie powinien odbiegać od linii prostych [2]. Wartość referencyjna ze względu na charakter testu może być określona na podstawie jednokrotnego pomiaru.

Dopasowanie cięć tomograficznych uzyskanych technikami SPECT i CT

Systemy hybrydowe SPECT/CT łączą w sobie zdolność SPECT do obrazowania funkcjonalnego z możliwością obrazowania struktur anatomicznych z wykorzystaniem tomografii komputerowej CT podczas jednego badania, co wpływa na znaczny wzrost potencjału diagnostycznego [19].

W systemach SPECT/CT w celu rejestracji przestrzennej dwóch modalności wykorzystywany jest przesuw stołu między polami widzenia, podczas gdy pacjent pozostaje w tej samej pozycji na stole. Z tego względu istotne jest sprawdzenie relacji przestrzennej pomiędzy tymi dwoma modalnościami. Podstawowa zasada wykonania testu dopasowania cięć tomograficznych wykonanych technikami SPECT i CT oparta jest na wykorzystaniu znaczników, które wykrywane są przez obie modalności, przy zachowaniu geometrii (Rys. 15).



Rys. 15 *Dedykowany fantom zawierający 6 źródeł pastylkowych ^{153}Gd do oceny dopasowania cięć tomograficznych uzyskanych technikami SPECT i CT (lewa strona). Obrazy uzyskane w modalności SPECT (prawa strona góra) oraz CT (prawa strona dół)*
Źródło: [20].

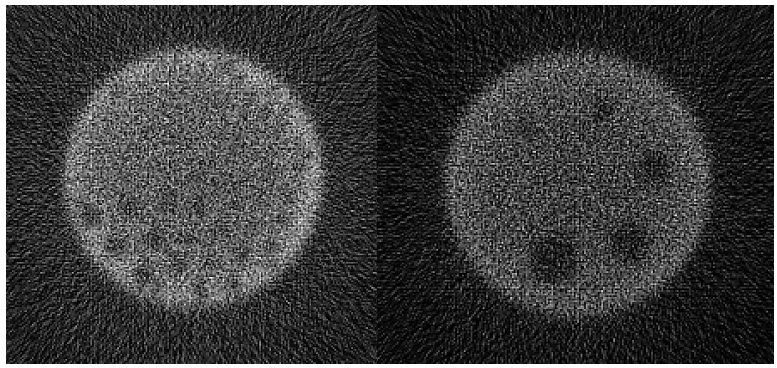
Jako znaczniki należy użyć źródła punktowe lub liniowe zawierające radionuklid wykrywalny w SPECT, mające jednocześnie taką gęstość materiału, która pozwoli na uzyskanie wykrywalnego kontrastu w obrazach CT, np. ^{153}Gd [2]. Po uzyskaniu obrazów źródeł umieszczonych w fantomie i ich rekonstrukcji należy wizualnie ocenić, czy występują uchwytne przesunięcia pomiędzy obrazami SPECT i CT. W przypadku występowania znacznych przesunięć w ocenie wizualnej należy zlecić kalibrację systemu przedstawicielom serwisu. Ma ona na celu określenie parametrów transformacji przestrzennej pozwalających na dokładne nakładanie się centrów znaczników w obu modalnościach, które później stosowane są w trakcie badań pacjentów [20].

Całościowe działanie systemu obrazowania

Obecnie obowiązujące krajowe regulacje prawne wymagają wykonywania corocznie testu ogólnej wydajności systemu obrazowania SPECT, który pozwala na wykrycie powolnej degradacji systemu. W celu przeprowadzenia testu należy wykorzystać fantom przeznaczony do oceny całościowej działania kamer SPECT. Jest to fantom cylindryczny z PMMA zawierający pręty do oceny rozdzielczości, sfery do oceny kontrastu oraz sekcję jednorodną [2]. Jednym z najczęściej stosowanych fantomów jest fantom Jaszczaka (Rys. 16). Zawiera on jednorodną sekcję do wykrywania artefaktów pierścieniowych, 6 zimnych sfer o różnych rozmiarach do oceny kontrastu oraz 6 grup gorących prętów do oceny rozdzielczości o różnych rozmiarach w zależności od modelu fantomu.

Fantom należy wypełnić wodą destylowaną, a następnie wstrzyknąć w niego izotop ^{99m}Tc o aktywności ok. 400 MBq (ok. 10 mCi). Tak przygotowany umieścić na stole i wyrównać, tak aby był równoległy do osi obrotu i znajdował się w polu widzenia kamery. Wykonać akwizycję dla obrotu głowic detektora wynoszącego 360°, chyba że system nie pozwala na taki obrót, obejmującą 120 projekcji i liczbę zliczeń 800 tys. na każdą projekcję [4]. Pozyskane dane należy zrekonstruować za pomocą filtrowanej projekcji wstecznej, używając filtru typu ramp lub

Rys. 16 *Fantom Jaszczaka do oceny ogólnej wydajności systemu SPECT składający się z jednorodnej sekcji, prętów oraz sfer*
Źródło: [21].



Rys. 17 *Zrekonstruowane obrazy fantomu Jaszczaka. Obraz prętów służących do oceny rozdzielczości (lewy obraz) oraz obraz sfer służących do oceny kontrastu (prawy obraz)*
Źródło: Materiał własny.

najmniej gładzącego filtru dostępnego w systemie. Następnie zrekonstruowane obrazy ocenić w sposób wizualny (Rys. 17). Do oceny rozdzielczości prętów należy uśrednić 8 obrazów, zaś do oceny kontrastu poprzez określenie liczby widocznych sfer należy uśrednić 3 obrazy.

Uzyskane wyniki testu należy przyrównać do wyznaczonych wartości odniesienia z pojedynczego testu.

Mimo faktu, iż test nie odzwierciedla warunków klinicznych, pozwala jednak na ocenę wydajności systemu SPECT. Wykonywanie kolejnych corocznych testów i porównywanie ich wyników z wartościami referencyjnymi daje możliwość wykrycia zmian wydajności, jak również badania oceny prawidłowego działania oprogramowania do akwizycji i rekonstrukcji, jeżeli miała miejsce np. jego aktualizacja.

Podsumowanie

Testy kontroli jakości kamer planarnych oraz kamer SPECT i SPECT/CT powinny być przeprowadzane zgodnie z procedurami określonymi w systemie kontroli jakości opracowanym w każdym z Zakładów Medycyny Nuklearnej. Ma to kluczowe znaczenie dla zapewnienia odpowiedniej jakości badań oraz bezpieczeństwa pacjentów. Regularne wykonywanie testów zgodnie z przyjętym harmonogramem oraz rejestrowanie wyników pozwala na śledzenie trendów wartości kontrolowanych parametrów i podjęcie odpowiednich działań przed przekroczeniem wartości granicznych. Testy wykonywane przez odpowiednio wykwalifikowany personel upoważniony do obsługi oraz fizyków medycznych zapewniają prawidłowe funkcjonowanie wykorzystywanych urządzeń oraz potwierdzają ich gotowość do pracy klinicznej. Na kwestie zapewnienia jakości sprzętu do obrazowania w medycynie nuklearnej zwróciło uwagę wiele cenionych instytucji i organizacji, m.in. Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej IAEA (International Atomic Energy Agency), Narodowe Stowarzyszenie Producentów Aparatury Elektrycznej NEMA (National Electrical Manufacturers Association), Międzynarodowa Komisja Elektrotechniczna IEC (International Electrotechnical Commision) czy Europejskie Towarzystwo Medycyny Nuklearnej EANM (European Association of Nuclear Medicine) poprzez wydanie zaleceń, które z powodzeniem można stosować w programach kontroli jakości po uwzględnieniu krajowych wytycznych.

Literatura

1. M. Lyra, R. Klett, W.B. Tindale: *Guidelines on Quality Control for Nuclear Medicine Instrumentation*, EANM, 2007.
2. *Obwieszczenie Ministra Zdrowia z dnia 3 kwietnia 2017 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej.*
3. E.B. Sokole, A. Płachcínska, A. Britten: *Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation*, Eur J Nucl Med Mol Imaging, 37, 2010, 662-671.
4. *Quality assurance for SPECT systems. Human Health Series No. 6*, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2009.
5. *Quality control atlas for scintillation camera systems*, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2003.
6. A. Mohamed, R. Rizk, F. Hamed, R. Sameh: *Effect of energy window width on planer and SPECT image uniformity*, Journal of King Saud University (Science), 21, 2009, 145-150.
7. B. Tsui: *The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Physics of SPECT*, RadioGraphics, 16, 1996, 173-183.
8. R.A. Powsner, E.R. Powsner: *Essential Nuclear Medicine Physics*, Blackwell, 2006.
9. S. Wei-Jen et al.: *Electronic Off-Peak Status of One Head of a Dual-Head Gamma Camera Resulted in Bone Scintigraphy Artifacts*, J. Nucl. Med. Technol., 31, 2003, 165-169.
10. M.K. O'Connor: *Quality Control of Scintillation Cameras (Planar and SPECT)*, Mayo Clinic, Rochester, MN.
11. J. Bushberg, J. Seibert, E. Leidtholdt, J. Boone: *The Essential Physics of Medical Imaging*, Wolters Kluwer, China, 2011.
12. *Gamma Kamera BrightView XCT Philips. Instrukcja obsługi*, Wydanie 2.5.3.
13. Minimum Quality Control Requirements For Nuclear Medicine Equipment, Australian and New Zealand Society of Nuclear Medicine (ANZSNM), 1999.
14. R. Cranage, J. Peake: *The effect of high energy impurities on measurements of gamma-camera resolution and uniformity using Co-57 flood sources*, Brit J Radiol., 52, 1979, 81-82.
15. AAPM Report No. 9. *Computer-aided Scintillation Camera Acceptance Testing*, New York, 1982.
16. T. Holy et al.: *Single photon-emission computed tomography*, J. Nucl. Cardiol., 17, 2010, 941.
17. AAPM Report No. 22. *Rotating Scintillation Camera SPECT Acceptance Testing and Quality Control*, New York, 1987.
18. *Gamma Kamera QuantumCam ogólnego zastosowania, Instrukcja obsługi.*
19. D.W. Jones et al.: *Practical SPECT/CT in Nuclear Medicine*, Springer-Verlag London, 2013.
20. L. Livieratos: *Technical Pitfalls and Limitations of SPECT CT*, Semin Nucl Med., 45, 2015, 530-540.
21. Fantomy Jaszczaka, Specyfikacja, Mediso Polska.

reklama