



Program zapewnienia kontroli jakości w medycynie nuklearnej. Testy podstawowe kontroli jakości skanerów PET i PET/CT

Quality Assurance in Nuclear Medicine. Routine tests of quality control of PET and PET/CT systems

Krzysztof Matuszewski¹, Hubert Szweda¹, Paulina Cegła², Dawid Radomiak¹, Bartosz Pawatowski¹

¹ Pracownia Dozymetrii Aparatury Medycznej, Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 61 885 05 52, e-mail: krzysztof.matuszewski@wco.pl

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

Wprowadzenie

Pozytonowa tomografia emisyjna PET i klasyczna tomografia komputerowa CT dostarczają użytecznych i uzupełniających się informacji klinicznych. PET może zidentyfikować nieprawidłowości funkcjonalne, które mogą być niewykrywalne w samym CT, natomiast CT zapewnia szczegółowe informacje anatomiczne, ale zwykle może wykryć nowotwory złośliwe dopiero po wystąpieniu zmian strukturalnych [1]. Określenie dokładnej lokalizacji miejsca choroby złośliwej często ma głęboki wpływ na decyzje wpływające na diagnozę, rokowanie, ocenę zaawansowania,

leczenie i ogólne postępowanie z pacjentem. Naturalne jest wykorzystywanie tych dwóch modalności obrazowania jednocześnie ze względu na swoją komplementarność [2].

Wysoko zaawansowana technologicznie aparatura medyczna przeznaczona do wykonywania badań obrazowych w medycynie nuklearnej powinna podlegać sprawdzaniu parametrów fizycznych poprzez wykonywanie testów kontroli jakości będących jednym z aspektów systemu zarządzania jakością. Polskie przedsiębiorstwo formułuje wymagania dotyczące kontroli jakości skanerów PET i PET/CT. Określa zakres oraz częstotliwość wykonywania testów podstawowych (Tabela 1) oraz specjalistycznych wymienionych urzędzeń [3].

460

Streszczenie

Jednym z warunków zapewnienia i utrzymania wysokiego poziomu jakości badań diagnostycznych w medycynie nuklearnej jest wykonywanie testów kontroli jakości zgodnie z zaleceniami i regulacjami prawnymi. Testy podstawowe kontroli jakości, będące jednym z elementów systemu kontroli jakości w zakładach medycyny nuklearnej, są nieodzowną częścią rutynowej pracy klinicznej. Niniejsza praca ma na celu przedstawienie procedur wykonywania testów podstawowych kontroli jakości dla skanerów PET i PET/CT.

Słowa kluczowe: skaner PET, system kontroli jakości w medycynie nuklearnej, stabilność detektora, normalizacja, jednorodność zrekonstruowanego obrazu, kalibracja koncentracji aktywności, jakość obrazu, fantom Jaszczaka, tomograficzna rozdzielczość przestrzenna w powietrzu, dopasowanie cięć

Abstract

One of the conditions for ensuring and maintaining a high level of quality diagnostic exams in nuclear medicine is to perform quality control tests in accordance with legal recommendations and regulations. Basic quality control tests, which are one of the elements of the quality control system in nuclear medicine departments, are a very important part of routine clinical work. This work aims to present the procedures for performing basic quality control tests for PET and PET/CT scanners.

Key words: PET system, quality control system in nuclear medicine, PET detector stability, PET normalization, uniformity of the reconstructed image, radioactivity concentration calibration, image quality, Jaszczak phantom, tomographic spatial resolution in air, PET/CT alignment

otrzymano / received:

21.10.2019

poprawiono / corrected:

30.11.2019

zaakceptowano / accepted:

02.12.2019

Tabela 1 Zestawienie podstawowych testów kontroli jakości dla skanerów PET i PET/CT

LP.	NAZWA TESTU	CZĘSTOTLIWOŚĆ WYKONYWANIA
1.	Stabilność detektora PET	w dniu przed użyciem skanera
2.	Normalizacja	według zaleceń producenta
3.	Jednorodność zrekonstruowanego obrazu	co 3 miesiące
4.	Kalibracja koncentracji aktywności	
5.	Jakość obrazu	co 6 miesięcy
6.	Tomograficzna rozdzielczość przestrzenna w powietrzu	
7.	Dopasowanie cięć tomograficznych uzyskanych technikami PET i CT	

Źródło: [3].

Podczas wykonywania testów podstawowych kontroli jakości niezbędna jest współpraca personelu obsługującego aparaturę, najczęściej elektroradiologów, z fizykami medycznymi. Fizyki medyczni powinni zadbać o odpowiednie przygotowanie merytoryczne elektroradiologów niezbędne do poprawnego wykonania testów, zrozumienia i interpretacji otrzymanych wyników. Testy powinny być wykonywane regularnie tak, aby rejestrowane wyniki mogły służyć analizie pogorszenia się działania urządzenia i umożliwić podjęcie stosownych działań naprawczych. Wykwalifikowany fizyk medyczny, jako osoba odpowiedzialna za nadzór nad realizacją działań wynikających z programu kontroli jakości, powinien opracować procedury i instrukcje przeprowadzenia i oceny testów. Pozwala to na zachowanie powtarzalności i porównywalności wyników.

W pracy przedstawiono ogólne wytyczne dotyczące wykonywania podstawowych testów kontroli jakości skanerów PET i PET/CT, które mogą stanowić wskazówkę dla osób odpowiedzialnych za program kontroli jakości oraz wykonujących testy kontroli jakości. W przypadku skanerów PET/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 PET/CT.

Stabilność detektora PET

Sprawdzenie stabilności detektora PET należy wykonać każdego dnia przed użyciem skanera do celów klinicznych [3]. Celem tego testu jest ocena stałości działania detektora i umożliwienie wczesnego wykrycia zmian świadczących na przykład o awarii poszczególnych modułów detektora [4]. Potrzebne do oceny sinogramy można pozyskać przy użyciu różnych źródeł testowych. Do najczęściej wykorzystywanych należą:

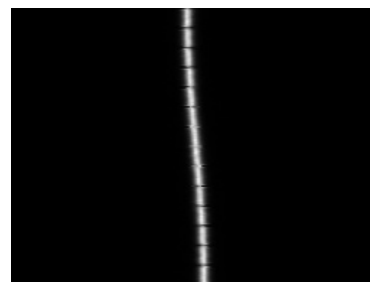
- obrotowe źródło liniowe ^{68}Ge ,
- jednorodny cylindryczny fantom ^{68}Ge odpowiednio wyśrodkowany w polu widzenia FOV (ang. *Field of View*),
- punktowe źródło ^{22}Na umieszczone w uchwycie w przybliżeniu w środku FOV [5] (Rys. 1).

Najczęściej do akwizycji sinogramów można skorzystać z automatycznego protokołu akwizycji zaimplementowanego przez



Rys. 1 Sposób umieszczenia źródła punktowego ^{22}Na w przybliżeniu w środku FOV z wykorzystaniem uchwytu dostarczonego przez producenta system PET w celu przeprowadzenia procedury sprawdzenia stabilności detektora
Źródło: Materiał własny.

producenta systemu PET. W trakcie akwizycji w sytuacji, gdy poza źródłem w polu widzenia skanera nie znajdują się żadne dodatkowe obiekty (źródło punktowe umieszczone na uchwycie znajdującym się poza polem widzenia lub standardowy fantom zawierający emiter pozytonów, którego elementy mocujące zazwyczaj do płaszczyzny stołu nie wchodzi w pole widzenia skanera) wszystkie detektory są równomiernie wyeksponowane na działanie promieniowania. Stwarza to warunki niezbędne do uzyskania jednorodnej odpowiedzi detektorów, a zatem jednolitego sinogramu [6] (Rys. 2).



Rys. 2 Przykład sinogramu uzyskanego w teście codziennym sprawdzającym jednorodność detektora skanera PET.
Źródło: Materiał własny.

Pozyskane sinogramy należy dokładnie przeanalizować wizualnie pod kątem obecności artefaktów w postaci ukośnych smug oraz porównać je z sinogramami referencyjnymi. Obecność artefaktów może świadczyć o nieprawidłowo działającej parze modułów w detektorze.

W niektórych systemach dostępne są narzędzia służące do ilościowej analizy stabilności detektora pozwalające porównać aktualnie pozyskany sinogram z sinogramem referencyjnym.



Różnicę tę charakteryzuje wartość tak zwanej średniej wariancji, która jest czułym wskaźnikiem różnych problemów z detektorem. W zależności od wartości średniej wariancji użytkownik otrzymuje informację zwrotną o prawidłowej pracy detektorów, zalecanej ponownej kalibracji skanera lub konieczności skontaktowania się z serwisem [7]. Niewielkie odchylenia od sinogramu referencyjnego mogą być skorygowane poprzez wykonanie normalizacji detektora. Poważne zmiany lub obecność wyraźnych wielu smug w sinogramie może wymagać ponownej kalibracji detektora lub nawet wymiany jego wadliwych elementów.

Normalizacja detektora

W nowoczesnych skanerach PET znajduje się od 10 000 do 20 000 detektorów ułożonych w bloki, które połączone są z kilkuset lampami fotopowielaczy [8]. Detektory zazwyczaj nie reagują jednakowo na określoną liczbę padających fotonów. Nierównomierność reakcji może być spowodowana różną względną wydajnością kryształów tworzących detektor, jak również geometrycznym rozmieszczeniem detektorów [9]. Również zmienność wzmocnienia lamp fotopowielaczy prowadzi do różnic w wydajności wykrywania koincydencji między różnymi LOR (ang. *line of response*), czyli parami detektorów w systemie [8, 10]. Aby zapewnić równy lub prawie równy sygnał wyjściowy fotopowielaczy w sytuacji, gdy są one wystawione na działanie jednorodnego źródła promieniowania o zadanej aktywności, należy przeprowadzić procedurę normalizacji detektora, która uwzględni różnice w wydajności [11]. Częstotliwość wykonywania normalizacji detektora zależy od wytycznych poszczególnych producentów skanerów PET. Według niektórych producentów normalizację powinno wykonywać się co miesiąc. Tak często wykonywana normalizacja może jednak maskować stopniowe pogarszanie się kalibracji detektorów. Dlatego w takim przypadku należy szczególnie zwrócić uwagę na wyniki przeprowadzanych codziennych testów stabilności detektora i ich zmiany w czasie. Do określenia tablicy współczynników korekcyjnej konieczne jest wykonanie akwizycji sinogramu, podczas której mierzone są wydajności poszczególnych detektorów. W tym celu można użyć jednego z zalecanych źródeł:

- obrotowe źródło liniowe ^{68}Ge ,
- jednorodny cylindryczny fantom ^{68}Ge odpowiednio wyśrodkowany w FOV,
- punktowe źródło ^{137}Cs .

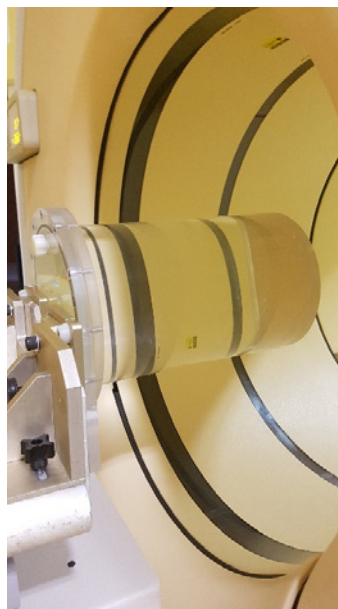
Aktywność źródła, jak i sposób wykonania normalizacji określone są przez producenta skanera PET [5]. Stosowana aktywność źródła musi być odpowiednio niska, aby uniknąć czasu martwego oraz efektów nakładania się. Dodatkową trudnością jest uzyskanie odpowiedniej liczby zliczeń na LOR (w określonym przedziale czasowym akwizycji), aby zapewnić dobre oszacowanie wydajności przy minimalnym szumie statystycznym [9, 11]. Dobrze wykonana normalizacja kompensuje różnice w działaniu detektorów, niewłaściwie wykonana zaś może powodować artefakty i wpływać na pogorszenie jednorodności obrazu [12].

Jeżeli po wykonanej normalizacji uzyskany sinogram jest prawidłowy, można zapisać aktualny plik normalizacyjny w miejsce wcześniej zarchiwizowanego.

Jednorodność zrekonstruowanego obrazu

Analiza jednorodności zrekonstruowanego obrazu ma na celu ocenę odpowiedzi systemu detekcji skanera PET na jednorodny rozkład aktywności umieszczony w jego polu widzenia. Test ten powinien być przeprowadzany przez użytkownika systemu co 3 miesiące [3]. Dostępna literatura ogranicza się do opisu metodologii wykonania testu opartego na standardzie NEMA 1994. W sposób niedostateczny opisane są inne możliwe parametry analizy ilościowej, które można by zastosować do oceny niejednorodności [5].

Do wykonania testu należy użyć fantom cylindryczny wykonany z PMMA o zewnętrznej średnicy około 200 mm i długości wewnętrznej wnęki około 190 mm. Grubość ścianki cylindra powinna wynosić około 3 mm [13, 14] (Rys. 3).



Rys. 3 Fantom cylindryczny służący do wykonania testu jednorodności zrekonstruowanego obrazu

Źródło: Materiał własny.

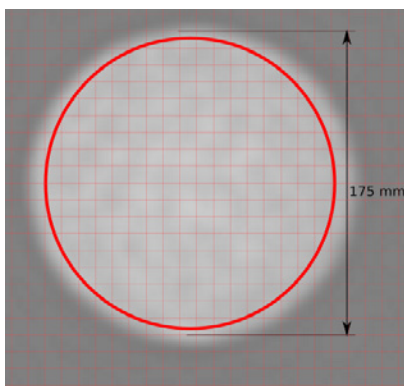
Alternatywnie można wykorzystać inne fantomy cylindryczne dostarczone przez producenta systemu. Jednym z przykładów jest cylindryczny, jednorodny fantom $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$. Jest on często wykorzystywany do normalizacji detektora lub innych procedur kontroli jakości systemu PET. Pomimo nieco różniących się wymiarów może być z powodzeniem użyty do przeprowadzenia testu [3].

Stosując zalecany cylinder, należy uzupełnić go wodą destylowaną oraz roztworem ^{18}F o aktywności 120 do 130 MBq (3,2-3,5 mCi). Dobrze wymieszać zaaplikowany radiofarmaceutyk, tak aby otrzymać jednorodny roztwór. Podaną aktywność należy zmierzyć za pomocą miernika aktywności. Otrzymany

wynik zapisać wraz z godziną pomiaru. Fantom zamocować w dedykowanym uchwycie. Zwrócić uwagę, aby elementy mocujące nie znajdowały się w polu widzenia skanera PET. Ograniczenie ilości materiałów tłumiących ma na celu wyeliminowanie promieniowania rozproszonego w akwizycji.

Należy wykonać akwizycję we wszystkich dostępnych trybach (2D, 3D). Czas akwizycji należy dostosować, tak aby liczba zliczeń na płaszczyznę transaksjalną nie była mniejsza niż 20 mln. Po zakończeniu akwizycji należy wykonać rekonstrukcję skanów z zastosowaniem wszystkich rodzajów korekcji (m.in. normalizacji, czasu martwego, rozpadu, czułości, koincydencji przypadkowych, rozpraszania oraz osłabiania), a także innych parametrów stosowanych klinicznie. Zrekonstruowane obrazy ocenić wizualnie w przekrojach transaksjalnych i sagitalnych pod kątem obecności artefaktów. Następnie przejść do analizy ilościowej niejednorodności.

W tym celu należy wykonać analizę w ROI o średnicy około 175 mm na każdym z transaksjalnych przekrojów. Na każdy ROI nanieść siatkę kwadratów o wymiarach 10 mm x 10 mm (Rys. 4). Kwadraty, które przecinają się z analizowanym okręgiem ROI, należy pominąć w ocenie.



Rys. 4 Sposób wyznaczenia ROI o wymiarach 10 mm x 10 mm na przekrojach uzyskanych w akwizycji jednorodnego fantomu wypełnionego ^{18}F w celu analizy jednorodności zrekonstruowanego obrazu

Źródło: Materiał własny.

Dla każdego obszaru kwadratowego ROI na każdym z przekrojów należy określić minimalną $\text{MIN}_{\text{count}}$, maksymalną $\text{MAX}_{\text{count}}$ i średnią $\text{AVE}_{\text{count}}$ liczbę zliczeń. Objętościową niejednorodność można określić ilościowo, wykorzystując poniższą formułę:

$$\text{NU}_{\text{VOL}} = \text{MAX} \left\{ \begin{array}{l} \frac{\text{MAX}_{\text{count}} - \text{AVE}_{\text{count}}}{\text{AVE}_{\text{count}}} \times 100\% \\ \frac{\text{AVE}_{\text{count}} - \text{MIN}_{\text{count}}}{\text{AVE}_{\text{count}}} \times 100\% \end{array} \right.$$

Odchylenie tak określonej ilościowo niejednorodności od wartości referencyjnej nie powinno być większe niż 5% [3].

W przypadku obecności artefaktów na zrekonstruowanych obrazach lub odchylenia niejednorodności od wartości referencyjnej przekraczającego zadaną tolerancję należy przeanalizować codzienne testy kontroli, aby wychwycić możliwe zmiany stabilności detektora i degradacji jednorodności systemu. Rozważyć należy również ponowną kalibrację systemu [5].

Kalibracja koncentracji aktywności

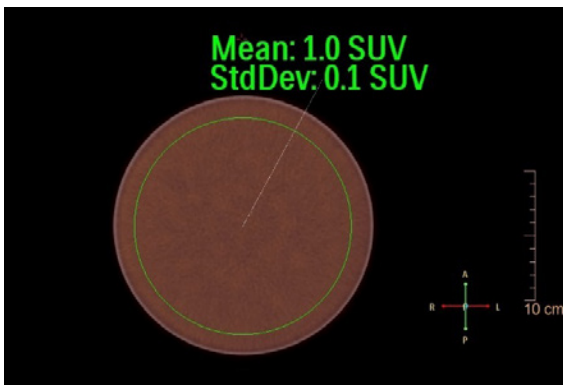
W obrazowaniu molekularnym za pomocą PET wynikowy obraz z zrekonstruowanych skanów z uwzględnieniem wymaganych korekcji przedstawia względny rozkład aktywności radiofarmaceutyka. Obraz taki w pierwszej kolejności poddawany jest analizie jakościowej, czyli ocenie, czy widoczna w badaniu tomografii komputerowej zmiana gromadzi podany znacznik. Kolejnym etapem jest analiza ilościowa. W tym celu używany jest standaryzowany współczynnik gromadzenia znacznika – SUV (ang. *Standardized Uptake Value*) [15]:

$$\text{SUV} = \frac{\text{koncentracja aktywności w zdefiniowanym ROI}}{\text{skorygowana aktywność podana/masa pacjenta}}$$

Określony w ten sposób współczynnik SUV przedstawia stosunek stężenia aktywności w badanej strukturze do średniego stężenia w całym ciele pacjenta. Aktywność radioznacznika podana pacjentowi powinna być skorygowana zgodnie z prawem rozpadu, uwzględniając czas od momentu pomiaru aktywności do momentu wykonania skanowania PET. Aby otrzymać wartość koncentracji aktywności w zdefiniowanym ROI, należy przeprowadzić kalibrację skanera PET w celu konwersji liczby zliczeń przypadającej na woksel, tak aby można było wyrazić ją w jednostkach MBq/ml lub MBq/cm³ [16].

Kalibrację należy wykonywać raz na 3 miesiące [3]. Przed przystąpieniem do niej należy wykonać kopię zapasową poprzedniego pliku kalibracyjnego. Do procedury najczęściej wykorzystuje się jednorodny cylindryczny fantom ^{68}Ge lub jednorodny fantom cylindryczny wypełniony roztworem ^{18}F . Odpowiedni fantom należy umieścić w uchwycie zamontowanym do stołu. Następnie wykonać skanowanie tomografem komputerowym w celu sprawdzenia poprawności wypozycjonowania w FOV oraz zaznaczenia odpowiedniego obszaru skanowania PET. Kolejne kroki akwizycji należy wykonać zgodnie z zaleceniami konkretnego producenta aparatu [5]. Akwizycja powinna składać się z odpowiedniej całkowitej liczby zliczeń, aby uzyskać dobre statystyki danych. Jeśli jednak nie podano żadnych wskazań, należy uzyskać co najmniej 20 milionów zliczeń. Proces ten może zająć nawet do kilkunastu godzin [4]. Po zakończeniu procesu kalibracji należy porównać otrzymane wyniki współczynników kalibracyjnych z poprzednimi wskazaniami. Jeżeli nie będą zaobserwowane duże różnice, można zapisać otrzymane wyniki jako nowe dane kalibracyjne. W przeciwnym wypadku należy wykonać ponowną kalibrację, a jeżeli problem utrzymuje się nadal, powiadomić serwis.

Metodą na sprawdzenie dokładności kalibracji SUV jest wykonanie skanowania PET fantomu o znanej objętości i masie oraz aktywności użytego radioznacznika. Jeżeli do systemu zostaną wprowadzone dane o radioaktywności wprowadzonej do fantomu oraz czasie pomiaru tej aktywności i ciężarze oraz wymiarach fantomu, wówczas po wykonaniu skanowania walidującego wykonaną kalibrację zmierzony SUV powinien wynosić 1 (Rys. 5) [17].



Rys. 5 Walidacja wykonanej kalibracji koncentracji aktywności skanera PET. Zmierzone SUV równy 1

Źródło: Materiał własny.

Fantom taki należy wypełnić wodą destylowaną, a następnie wstrzyknąć w niego izotop ^{18}F o aktywności ok. 100-180 MBq (ok. 2,7-4,9 mCi). Tak przygotowany umieścić na stole i wyrównać w kierunku pionowym i poziomym, tak aby znajdował się najbliżej środka pola widzenia skanera PET. Wykonać akwizycję PET/CT dla klinicznie używanego protokołu skanowania. Obrazowanie za pomocą tomografu komputerowego służy do określenia obszaru akwizycji PET. W wykonywanej akwizycji PET ustawić liczbę zliczeń w ramce na 20 mln. Pozyskane projekcje należy zrekonstruować za pomocą protokołu rekonstrukcji ze wszystkimi stosowanymi klinicznie rodzajami korekcji. Następnie w sposób wizualny ocenić na zrekonstruowanych obrazach jednorodność obrazu, rozdzielczość prętów (rozdzielczość przestrzenna) oraz rozróżnialność sfer (ocena kontrastu) (Rys. 7).

Jakość obrazu

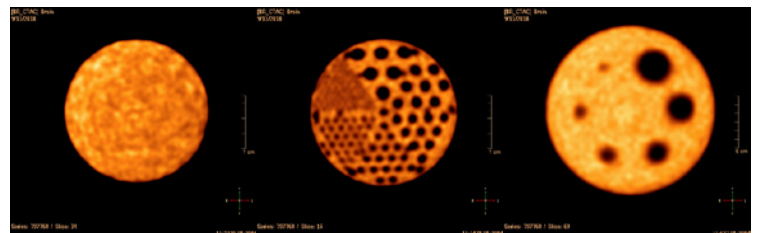
Na jakość obrazu tomograficznego PET wpływa wiele czynników związanych z wydajnością skanera, między innymi czułość systemu, jednorodność zrekonstruowanego obrazu, kontrast i rozdzielczość przestrzenna, a także proces rekonstrukcji projekcji. Ze względu na zachodzący metabolizm radiofarmaceutyków w ciele pacjenta oraz różne rozmiary i kształt pacjentów niemożliwe jest zasymulowanie wszystkich warunków obrazowania klinicznego w testach z wykorzystaniem fantomów. Jednak ze względu na stałość warunków w teście, tj. zmiana aktywności radiofarmaceutyka tylko na drodze rozpadu oraz niezmiennie parametry używanego fantomu, jest możliwe obserwowanie zmian w pozyskiwanych obrazach i wychwycenie postępującej degradacji jakości systemu obrazowania [5].

W celu przeprowadzenia testu należy wykorzystać fantom cylindryczny zawierający elementy do oceny rozdzielczości przestrzennej (pręty), kontrastu (sfery o różnych średnicach w zakresie od 10 mm do 40 mm) oraz warstwę jednorodną. Aby spełnić określone parametry fantomu potrzebnego do przeprowadzenia testu, należy użyć fantomu Jaszczak (Rys. 6) wykorzystywanego również do oceny całościowej działania systemów SPECT.



Rys. 6 Fantom Jaszczaka do oceny ogólnej wydajności systemu PET składający się z jednorodnej sekcji, prętów do oceny rozdzielczości przestrzennej oraz sfer do oceny kontrastu

Źródło: [18].



Rys. 7 Zrekonstruowane obrazy fantomu Jaszczaka z akwizycji PET. Obraz warstwy jednorodnej (lewy), obraz prętów służących do oceny rozdzielczości (środkowy) oraz obraz sfer służących do oceny kontrastu (prawy)

Źródło: Materiał własny.

Uzyskane wyniki testu powinny być zgodne z wartością referencyjną wyznaczoną z pojedynczego testu.

Tomograficzna rozdzielczość przestrzenna w powietrzu

Rozdzielczość przestrzenna w skanerach PET jest miarą zdolności urządzenia do wiernego odtworzenia obrazu obiektu. Wpływa ona na dokładność zobrazowania zmian w rozkładzie radioaktywności w badanym obiekcie [6]. Stanowi ważny czynnik w określaniu wielkości wykrywalnej zmiany [5].

Rozdzielczość przestrzenna jest zdefiniowana empirycznie jako minimalna odległość pomiędzy dwoma obiektami, którą może zarejestrować skaner PET [19]. Na rozdzielczość systemu ma wpływ wiele czynników, są to między innymi odległość między detektorami oraz ich szerokość, kąt padania fotonów na detektor, głębokość oddziaływania fotonów w detektorze, a także parametry użytej rekonstrukcji (np. rozmiar matrycy, typ filtra) [20].

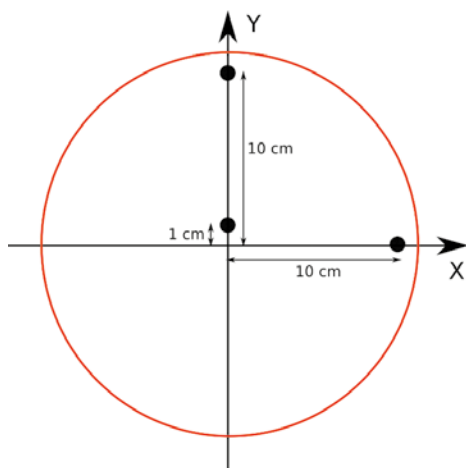
Test rozdzielczości przestrzennej powinien być przeprowadzony nie rzadziej niż co 6 miesięcy oraz w każdej sytuacji, kiedy zachodzi podejrzenie zmiany w działaniu systemu skanera PET, np. po wymianie bloków detektora [3].

Do przeprowadzenia testu należy przygotować źródło liniowe lub punktowe ^{18}F o wymiarach przestrzennych mniejszych niż 1 mm. W tym celu można wykorzystać rurkę kapilarną o odpowiedniej średnicy wewnętrznej. Aktywność źródła powinna być taka, aby procentowe straty w czasie martwym lub częstość

przypadkowych koincydencji w stosunku do całkowitej liczby zliczeń nie przekraczała 5%. Zwykle aktywność ta wynosić około 1 MBq (ok. 0,027 mCi), chyba że producent skanera zaleca inaczej.

Tak przygotowane źródła należy umieścić w powietrzu, aby zminimalizować wpływ promieniowania rozproszonego, w poprzecznej płaszczyźnie środkowej pola widzenia detektora PET w trzech miejscach (Rys. 8):

- na osi Y 1 cm od środka obrotu reprezentującego środek FOV (w kierunku transwersalnym), w celu uniknięcia niespójności w wynikach ze względu na efekt „sweet spot” w FOV wynikający z maksymalnej czułości skanera w tym punkcie,
- na osi Y 10 cm od środka obrotu (w kierunku transwersalnym),
- na osi X 10 cm od środka obrotu (w kierunku radialnym).



Rys. 8 Miejsca, w których należy umieścić źródło w celu przeprowadzenia testu oceny rozdzielczości przestrzennej. X – kierunek radialny, Y – kierunek transwersalny
Źródło: Materiał własny.

Do określenia rozdzielczość przestrzennej służy szerokość półwłokowa FWHM (ang. *full width at half maximum*) profilu wykreślonego na obrazie akwizycji źródła punktowego. W celu uzyskania dokładnego pomiaru należy przy rekonstrukcji ustawić wielkość piksela na jedną trzecią oczekiwanej wartości FWHM we wszystkich trzech wymiarach. Każda akwizycja źródła powinna zawierać przynajmniej 100 000 zliczeń. Zebrane skany należy poddać rekonstrukcji przy użyciu filtrowanej projekcji wstecznej z filtrem typu ramp bez stosowania dalszego wygładzania [5].

Dla każdego obrazu źródła należy zmierzyć szerokość półwłokową FWHM we wszystkich trzech kierunkach, tj. radialnym, transwersalnym i aksjalnym. Maksymalna wartość profilu jest określana przez dopasowanie paraboli do trzech punktów: punktu o maksymalnej wartości oraz dwóch sąsiednich punktów. Zmierzone wartości FWHM można przekonwertować na milimetry poprzez przemnożenie przez rozmiar piksela.

Określanie rozdzielczości osobno w każdym z kierunków jest uzasadnione ze względu na możliwe różnice w próbkowaniu w niektórych systemach PET. W ogólności detektory ułożone pierścieniowo w skanerach PET wykazują w kierunku poprzecznym nadpróbkowanie, zaś w kierunku podłużnym próbkowanie

umożliwia jedynie uzyskanie wewnętrznej rozdzielczości detektorów. Nadpróbkowanie jest korzystne, ponieważ częściowo kompensuje niski strumień fotonów od środka emitującego obiektu z powodu tłumienia [20].

Rozdzielczość aksjalną, radialną i transwersalną należy uśrednić za pomocą wzorów podanych poniżej:

- rozdzielczość poprzeczna (transwersalna) w środku obrotu:

$$RES = \frac{(RES_{X(x=0, y=1)} + RES_{Y(x=0, y=1)})}{2},$$

- rozdzielczość podłużna (aksjalna) w środku obrotu:

$$RES = RES_{Z(x=0, y=1)},$$

- rozdzielczość poprzeczna (radialna) 10 cm od środka obrotu:

$$RES = \frac{(RES_{X(x=10, y=0)} + RES_{Y(x=0, y=10)})}{2},$$

- rozdzielczość poprzeczna (transwersalna) 10 cm od środka obrotu:

$$RES = \frac{(RES_{X(x=0, y=10)} + RES_{Y(x=10, y=0)})}{2},$$

- rozdzielczość podłużna (aksjalna) 10 cm od środka obrotu:

$$RES = \frac{(RES_{Z(x=10, y=0)} + RES_{Z(x=0, y=10)})}{2},$$

gdzie:

- RES_{X(x,y)} – rozdzielczość określona na podstawie FWHM w kierunku x w punkcie o współrzędnych (x,y),
- RES_{Y(x,y)} – rozdzielczość określona na podstawie FWHM w kierunku y w punkcie o współrzędnych (x,y),
- RES_{Z(x,y)} – rozdzielczość określona na podstawie FWHM w kierunku z w punkcie o współrzędnych (x,y) [4, 5].

Obliczone wartości rozdzielczości przestrzennej nie powinny różnić się o więcej niż 5% w stosunku do wartości odniesienia.

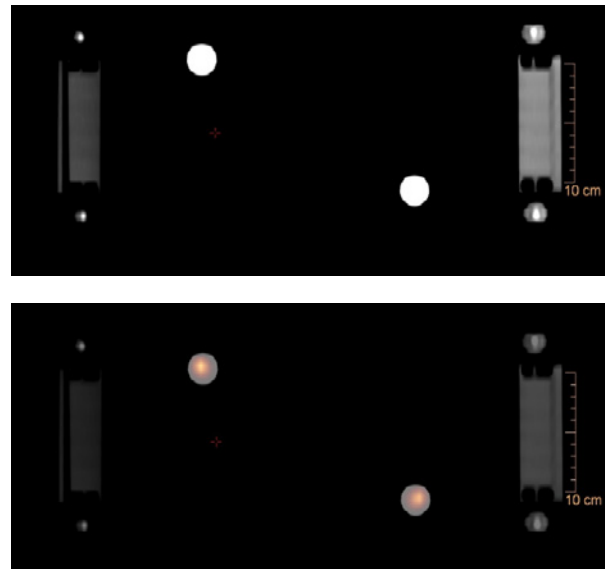
Dopasowanie cięć tomograficznych uzyskanych technikami PET i CT

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

W systemach PET/CT w celu rejestracji przestrzennej dwóch modalności wykorzystywany jest przesuw stołu między polami widzenia. W tym czasie pacjent pozostaje w tej samej pozycji na stole. Istotne jest więc sprawdzenie relacji przestrzennej pomiędzy tymi dwoma modalnościami. Podstawowa zasada wykonania testu dopasowania cięć tomograficznych wykonanych technikami PET i CT oparta jest na wykorzystaniu znaczników, które wykrywane są przez obie modalności, przy zachowaniu geometrii (Rys. 9).



Jako znaczniki należy użyć źródła punktowe lub liniowe zawierające radionuklid wykrywalny w skanerze PET, mające jednocześnie taką gęstość materiału, która pozwoli na uzyskanie wykrywalnego kontrastu w obrazach CT, np. ^{22}Na . Po uzyskaniu obrazów źródeł umieszczonych w fantomie i ich rekonstrukcji należy wizualnie ocenić, czy występują uchwytne przesunięcia pomiędzy obrazami PET 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.



Rys. 9 Dedykowany fantom zawierający 6 źródeł pastylkowych ^{22}Na do oceny dopasowania cięć tomograficznych uzyskanych technikami PET i CT (lewa strona). Obrazy uzyskane w modalności CT (prawa strona góra) oraz PET (prawa strona dół)
Źródło: Materiał własny.

Podsumowanie

Testy kontroli jakości skanerów PET i PET/CT powinny być wykonywane przez odpowiednio wykwalifikowany personel upoważniony do obsługi we współpracy z fizykami medycznymi zgodnie z procedurami określonymi w systemie kontroli jakości, który należy opracować w każdym z Zakładów Medycyny Nuklearnej. Takie postępowanie zapewnia prawidłowe funkcjonowanie wykorzystywanych urządzeń oraz potwierdza ich gotowość do pracy klinicznej. Jednocześnie prowadzi do zapewnienia wysokiej jakości badań oraz bezpieczeństwa pacjentów. Wyniki testów wykonywanych regularnie z przyjętym harmonogramem pozwalają na analizę fizycznych parametrów skanerów PET i podejmowanie odpowiednich działań w przypadku pogorszenia tych parametrów. Tworząc program kontroli jakości, warto korzystać z zaleceń instytucji krajowych, jak również międzynarodowych, takich jak Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej IAEA (ang. International Atomic Energy Agency), Narodowe Stowarzyszenie Producentów Aparatury Elektrycznej NEMA (ang. National Electrical Manufacturers Association), Międzynarodowa Komisja Elektrotechniczna IEC (ang. International Electrotechnical Commission) czy Europejskie Towarzystwo Medycyny Nuklearnej EANM (ang. European Association of Nuclear Medicine).

Literatura

1. R.B. Workman, R.E. Coleman: *PET CT Essentials for Clinical Practice*, Springer, New York 2006.
2. M. Charron: *Pediatric PET Imaging*, Springer, New York 2006.
3. *Obwieszczenie Ministra Zdrowia z dnia 3 kwietnia 2017 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Ministra Zdrowia*
4. *Technical Quality Control Protocol Handbook. Positron Emission Tomography/Computed Tomography (PET/CT) Systems*. Medical Radiation Surveillance Division, Malaysia 2015.
5. *Quality assurance for PET and PET/CT Systems. Human Health Series No. 1*, International Atomic Energy Agency, Vienna 2009.
6. G. Saha: *Basics of PET Imaging. Physics, Chemistry, and Regulations*, Springer, New York 2005.
7. R. Buchert et al.: *Quality Assurance in PET: Evaluation of the Clinical Relevance of Detector Defects*, J Nucl Med, 40(10), 1999, 1657-1665.
8. G. Saha: *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*, Springer, New York 2006.
9. S. Vallabhajosula: *Molecular Imaging – Radiopharmaceuticals for PET and SPECT*, Springer, Berlin 2009.
10. M. Phelps: *PET. Physics, Instrumentation, and Scanners*, Springer, New York 2006.
11. M. Khalil: *Basic Sciences of Nuclear Medicine*, Springer, Berlin 2011.
12. H. Biersack, L. Freeman: *Clinical Nuclear Medicine*, Springer, Berlin 2007.
13. International Electrotechnical Commission: *Radionuclide Imaging Devices – Characteristics and Test Conditions – Part 1: Positron Emission Tomographs, IEC 61675-1*, IEC, Geneva 2008.
14. National Electrical Manufacturers Association: *Performance Measurements of Positron Emission Tomographs, NEMA Standard NU2-1994*, NEMA, Washington, DC 1994.
15. R.A. Powsner, E.R. Powsner: *Essential Nuclear Medicine Physics*, Blackwell Publishing, Oxford 2006.
16. H. Jadvar, J.A. Parker: *Clinical PET and PET/CT*, Springer-Verlag, London 2005.
17. D.L. Bailey, J.L. Humm, A. Todd-Prokopek, A. van Aswegen: *Nuclear Medicine. A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, Vienna 2014.
18. *Fantomy Jaszczaka, Specyfikacja*, Mediso Polska.
19. *NEMA Standards Publication NU 2-2001 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*, National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn 2001.
20. D.L. Bailey, D.W. Townsend, P.E. Valk, M.N. Maisey: *Positron Emission Tomography*, Springer-Verlag, London 2005.