

Fantomy do testowania systemów obrazowania medycznego w PET na przykładzie fantomu Jaszczaka

Streszczenie. W artykule opisano metodę diagnostyki radioizotopowej PET. Nakreślono zarys wymogów dotyczących kontroli jakości skanerów do badań PET. Wymieniono i scharakteryzowano podstawowe testy jakości określone w normach NEMA i IEC, przedstawiono budowę i zasadę działania fantomów niezbędnych do ich wykonania. Zbadano przykładową metodę kontroli jakości z wykorzystaniem fantomu Jaszczaka w zakresie jednorodności, rozdzielczości oraz kontrastu.

Abstract. At the article the nuclear medicine medical imaging method known as a positron emission tomography was described. Outlined requirements for quality control of PET scanners. Basic quality tests NEMA and IEC standards were selected and described. The construction and operation principle of the necessary quality control phantoms were presented. An example of a method of quality control with the use of phantom Jaszczak in terms of uniformity, resolution and contrast were examined. **The Jaszczak phantom for testing of medical imaging in PET tomography**

Słowa kluczowe: kontrola jakości, fantomy, obrazowanie medyczne, medycyna nuklearna, PET

Keywords: quality control, phantoms, medical imaging, nuclear medicine, PET

Wstęp

Ze względu na stopień zaawansowania aparatury diagnostycznej w medycynie istotną kwestią staje się utrzymanie wysokiej sprawności jej istotnych podzespołów. Narodowe Stowarzyszenie Producentów Aparatury Elektronicznej (NEMA) i Międzynarodowa Komisja Elektrotechniczna (IEC) podjęły się stworzenia wytycznych określających zakres, metodykę oraz harmonogram testów kontroli jakości w diagnostyce obrazowej. Zdefiniowano szereg wymogów dotyczących procedur testowych. We współpracy m.in. z Międzynarodową Agencją Energii Atomowej (IAEA) oraz Europejskim Towarzystwem Medycyny Nuklearnej powstały normy dotyczące poddziedziny obrazowania medycznego zwanej medycyną nuklearną. W artykule opisano metody kontroli jakości aparatury PET/CT oraz ich znaczenie dla bezpieczeństwa i jakości badań klinicznych. Przedstawiono wyniki przykładowego testu na podstawie całościowego testu działania systemu obrazującego za pomocą fantomu Jaszczaka.

Metoda diagnostyczna PET i fuzja PET/CT

Diagnostyka obrazowa metodą emisyjnej tomografii pozytonowej (ang. positron emission tomography, PET) wykorzystuje zjawisko anihilacji pozytonów. Na skutek rozpadu typu β^+ pierwiastka promieniotwórczego emitowane są: pozyton i neutrino. Powstające wskutek rozpadu pozytony mają w tkance niewielki zasięg ulegają anihilacji napotykając na swojej drodze elektrony. Efektem anihilacji cząstek jest powstanie dwóch kwantów promieniowania gamma. Rozchodzą się one w przeciwnych kierunkach, tworząc kąt 180° . Każdy z powstałych kwantów ma energię 511 keV. Na podstawie rejestracji par fotonów w tym samym czasie, na przeciwnych detektorach skanera PET, określana jest przybliżona lokalizacja, w której nastąpiła anihilacja pozytonów. Zjawisko zarejestrowania par kwantów niemal jednocześnie (kilkanaście nanosekund różnicy) określa się koincydencją par fotonów. Kwanty, dla których nie zachodzi koincydencja są ignorowane. Po podaniu radiofarmaceutyku w ciele pacjenta zachodzi tysiące anihilacji cząstek β^+ i elektronów, dzięki temu możliwe jest stworzenie rozległej mapy zlokalizowania podanego radioizotopu. Jednoznaczne określenie warunków i energii kwantów, które zostają poddane zliczeniu, wyklucza

możliwość zarejestrowania fotonów pobocznych, co czyni tę metodę obrazowania dokładniejszą od innych technik znanych medycynie nuklearnej [5].

Obrazowanie metodą PET pozwala na określenie dokładnej dystrybucji podanego izotopu wewnątrz ciała pacjenta, nie uzyskuje się jednak szczegółowej topografii. Wiąże się to ze specyficznym łańcuchem metabolicznym danej substancji radioaktywnej. Powstała potrzeba powiązania obrazów PET z mapą struktur anatomicznych badanych pacjentów. Wiodącą metodą jest porównanie dwóch obrazowań, powstałych w tych samych warunkach, skanu radioizotopowego i tomografii komputerowej CT. Dokonywana jest tak zwana fuzja otrzymanych obrazów, na której widoczne są zmiany funkcjonalne jak i struktura topograficzna [5]. Dane pochodzące z CT są wizualizowane w postaci dwuwymiarowych monochromatycznych przekrojów, wzorowanych na radiografii. Kolor czarny reprezentuje tło i tkanki o niskim stopniu pochłaniania, natomiast białym tkanki pochłaniające promieniowanie X, np. kości. Za użyteczny zakres wartości uznano 256 odcieni szarości. W przypadku prezentacji fuzji PET/CT powstała konieczność wizualnego rozdzielania informacji pochodzących z obu modalności. Z tego powodu obraz czynnościowy przedstawiany jest za pomocą barw. Przestrzenie wzmożonego wychwytu, zwane ogniskami gorącymi, przedstawiane są w kolorach ciepłych [7].

Znaczenie testów kontroli jakości aparatury medycznej (norma NEMA/IEC)

Organizacje określające wytyczne odnośnie testów jakości aparatów PET to m.in. Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej (IAEA) oraz Europejskie Towarzystwo Medycyny Nuklearnej. Wytyczne określają zakres, metodykę oraz harmonogram przeprowadzania testów akceptacyjnych i eksploatacyjnych. Procedury określone w raporcie IAEA bazują na założeniach Narodowego Stowarzyszenia Producentów Aparatury Elektronicznej (NEMA) i Międzynarodowej Komisji Elektrotechnicznej (IEC), częściowo również na zatwierdzonych procedurach zaproponowanych przez producentów urządzeń [7, 9]. Dyrektywy nakładają na zakładach obowiązek wykonywania testów odbiorczych (akceptacyjnych) oraz dalszych rutynowych kontroli, tzw. testów eksploatacyjnych i specjalistycznych. Wyniki testów późniejszych są odnoszone do wartości referencyjnych uzyskanych w

trakcie pomiarów po przeprowadzeniu instalacji urządzenia. W większości przypadków testy przeprowadzane są przy pomocy izotopu, który stosowany jest podczas badań pacjenta. W przypadku diagnostyki PET niezbędny jest izotop emitujący pozytony np. ^{18}F , ^{68}Ga , ^{68}Ge [7]. Wszystkie pomiary są dokumentowane i przechowywane. Czas niezbędny do wykonania kontroli jakości musi być uwzględniony w harmonogramie zadań, a pracownicy powinni być poddani odpowiedniemu przeszkoleniu.

Czynniki wpływające na jakość uzyskanego obrazu

Norma NEMA proponuje testy sprawdzające parametry, które określają sprawność systemów PET. Można podzielić je na dwie grupy. Pierwszy zespół testów obejmuje pomiary podstawowe, m.in.: rozdzielczość przestrzenna i rozdzielczość energetyczna, czułość, jednorodność, pomiar frakcji promieniowania rozproszonego, strat zliczeń oraz koincydencji przypadkowych. Drugi zespół obejmuje pomiary dokładności stosowanych korekt: dokładność korekcji koincydencji przypadkowych oraz strat sygnału wynikających z czasu martwego systemu, jakość obrazu wraz z dokładnością korekcji osłabienia oraz rozpraszania promieniowania [9]. Drugi zespół testów był odpowiedzią na rozwój technik obliczeniowych i przetwarzania danych, takich jak algorytm FBR (ang. *Filtered Back Projection*) i techniki iteracyjne, które pozwoliły na uzyskanie obrazów wysokiej jakości przy mniejszej dawce promieniowania [3].

Powyższe parametry zostały zebrane w tabeli wraz z oczekiwaną wartością pomiaru, określoną na podstawie wytycznych NEMA i zaleceń producenta.

Tabela 1. Zbiór podstawowych informacji o obowiązkowych testach jakości [6]

Nazwa testu	Oczekiwana wartość pomiaru	Częstotliwość badań
Rozdzielczość przestrzenna:		Raz na rok
osiowa (0 cm, 1 cm)	>5,5 mm	
osiowa (0 cm, 10 cm),	>6,0 mm	
poprzeczna (1 cm, 0 cm)	>5,9 mm	
poprzeczna (10 cm, 0 cm)	>6,0 mm	
Czułość	>4,2 cps/keV	Raz na ½ roku
Jednorodność wizualna	Obraz jednorodny	Codziennie
Jednorodność	Odchylenie <5%	Raz na ¼ roku
Test zgodności nałożenia obrazów PET i CT	Ocena wizualna	Raz na ¼ roku

Pomiar rozdzielczości

Rozdzielczość przestrzenna jest to zdolność do rozróżnienia dwóch, położonych blisko siebie obiektów na obrazie. W przypadku skanerów jest to zdolność tomografu do szczegółowego odzwierciedlenia rozmieszczenia przestrzennego danego radioznacznika na rekonstruowanym obrazie. Rozdzielczość przestrzenna nie odpowiada za wielkość najmniejszego obiektu jaki można wyodrębnić. Według normy NEMA NU 2-2007 [4] do pomiaru potrzeba trzech źródeł o zdefiniowanych rozmiarach umieszczonych w punktach, ich współrzędne to (0 cm, 1 cm), (0 cm, 10 cm), oraz (1 cm, 0 cm) i (10 cm, 0 cm), gdzie punkt (0,0) jest środkiem geometrycznym pola widzenia. Pomiaru dokonuje się w płaszczyźnie prostopadłej do osi gantry aparatu [2]. W przypadku pomiaru rozdzielczości przestrzennej za pomocą fantomu Jaszczaka na obrazie testowym rozróżnia się widoczność otworów o różnej średnicy i położeniu względem pozostałych otworów (rys. 9, strefa C) [8].

Rozdzielczość energetyczną określa zdolność systemu do efektywnego rozróżnienia fotonów o różnych energiach [7]. Według normy NEMA wyrażana jest ona liczbowo

poprzez iloczyn szerokości fotoszczytu i energii promieniowania emitowanego przez źródło. Za szerokość fotoszczytu przyjmuje się tzw. szerokość połówkową FWHM (Half-Width At Half-Maximum). Na skutek zjawisk zachodzących na fotokatodzie szczyt pochłaniania (fotoszczyt) zostaje rozmyty. Ze względu na to zjawisko, blisko położone fotoszczyty mogą być nierozróżnialne, stąd energetyczna zdolność rozdzielcza [2]. Rozdzielczość otrzymanego obrazu będzie zależna od zastosowanego w teście izotopu, co wpływa na energię kwantów promieniowania [9].

Rozdzielczość energetyczną wyznacza się zgodnie ze wzorem:

$$(1) \quad R_E = \frac{FWHM}{E_0} \cdot 100\%$$

gdzie: R_E – wartość rozdzielczości energetycznej, $FWHM$ – szerokość fotoszczytu w połowie wysokości (keV), E_0 – energia promieniowania monoenergetycznego emitowanego przez źródło (keV) [6].

W celu oczyszczenia sygnału stosuje się tzw. okno energetyczne wyznaczające zakres energii, jaka zostanie zarejestrowana i przetworzona, symetrycznie względem piku [2, 6]. Wartości rozdzielczości przestrzennych (poprzecznej i osiowej) powinny zachować zgodność z wartościami jakie zostały podane w specyfikacji producenta, rozdzielczość energetyczna nie powinna przekraczać określonej tam wartości [6].

Czułość

Parametr zwany czułością określa najmniejszą zmianę wartości mierzonej wielkości, jaka może być zarejestrowana przez skaner. Jest ona wyrażana przez ilość zliczeń na sekundę na jednostkę aktywności. Podczas badania radioizotopowego pacjent staje się niejednorodnym źródłem promieniowania, które jest tłumione przez poszczególne tkanki, zanim zostanie wyemitowane na zewnątrz i zarejestrowane przez detektory. W celu uzyskania wartości czułości w zależności od stopnia tłumienia stosowany jest odpowiedni fantom. Dedykowany fantom jest zbudowany ze współosiowych cylindrów z materiału osłabiającego promieniowanie, o znanej grubości. Badanie przeprowadza się za pomocą kapilary wypełnionej izotopem ^{18}F , jest to źródło liniowe, jego aktywność wynosi ok. 3,7 MBq. Źródło umieszcza się w osi skanera i jest ono skanowane początkowo pojedynczo, a następnie po nałożeniu kolejnych warstw materiału osłabiającego. Pomiarów dokonuje się w środku geometrycznym gantry, następnie w odległości 10 cm od środka pola widzenia aparatu, równoległe do osi [10].

Wynik testu prezentowany jest poprzez wykres zależności logarytmu naturalnego wartości liczby zliczeń, od grubości materiału zastosowanego w celu osłabienia (w centymetrach). Następnie odczytuje się wartość znajdującą się na przecięciu wykresu z osią rzędnych i dzieli przez aktywność źródła (w zliczeniach na sekundę). Dla współczesnej aparatury PET przyjęta czułość systemu to kilka zliczeń na sekundę na jednostkę aktywności [10]. Przykładowo skaner Biograph™ TruePoint™ PET-CTs firmy Siemens przyjmuje za poprawną wartość czułości 4,2 cps/keV. Czułość aparatury wpływa na dokładność wykrywania drobnych zmian w organizmie.

Jednorodność

Przez jednorodność odczytów detektorów skanera PET rozumiana jest jednorodność obrazu uzyskanego w skutek napromieniowania detektorów jednorodnym strumieniem fotonów pochodzących od fantomu. Wyróżniana jest

jednorodność wewnętrzna, mierzona bez zastosowania kolimatora i jednorodność zewnętrzna, wraz z kolimatorem [10]. Jako miarę ilościową jednorodności uznaje się względną różnicę maksymalnej i minimalnej liczby zliczeń w określonym polu widzenia detektora.

$$(2) \quad J_c = \frac{\max - \min}{\max + \min} \cdot 100\%$$

gdzie: J_c – całkowita jednorodność detektora, \max , \min – wartości maksymalnej i minimalnej liczby zliczeń w określonym polu widzenia detektora [2].

Pomiar polega również na wizualnej ocenie artefaktów obrazu testowego. Do testu jednorodności można zastosować między innymi fantom Jaszczaka. Przykładowo skaner Biograph™ TruePoint™ PET-CTs firmy Siemens przyjmują za poprawne odchylenie jednorodności mniejsze bądź równe 5% [1]. Zgodnie z zaleceniami NEMA test powinien być wykonywany nie rzadziej niż raz w miesiącu, jak również po każdej poważnej naprawie [4]. Niejednorodność w uzyskanym obrazie diagnostycznym może uniemożliwić trafną ocenę struktur wewnętrznych organizmu pacjenta.

Pomiar frakcji promieniowania rozproszonego, strat zliczeń oraz koincydencji przypadkowych

Wydajność rejestracji zależy od rozkładu przestrzennego aktywności i materiału otaczającego źródło powodującego rozproszenie promieniowania. W przypadku rzeczywistego badania jest to ciało człowieka. Testy pozwalają na określenie wysokości frakcji promieniowania rozproszonego, liczonej jako stosunek zliczeń niesparowanych, przypadkowych, do sumy wszystkich zliczeń, oraz na określenie czasu martwego systemu. W celu wykonania testu stosuje się wielokrotne obrazowanie źródła liniowego o aktywności ok. 1 GBq, umieszczonego wewnątrz fantomu, który zapewnia kontrolowane warunki rozpraszania promieniowania.

Efektom czasu martwego obwodów elektronicznych aparatury nazywana jest strata pewnej liczby zliczeń wynikająca ze skończonej szybkości liczenia [2].

Pomiar kontrastu, korekcja osłabiania i rozproszenia promieniowania

Ważnym kryterium oceny jakości obrazu jest wartość kontrastu. Jest on warunkowany różnicą odczytów pomiędzy sferami „gorącymi” i „zimnymi” fantomu symulującego klatkę piersiową przyjętego przez NEMA, bądź fantomu Jaszczaka. Fantom zawiera takie elementy jak: kule wypełnione wodą lub roztworem izotopu tworzące tzw. sfery gorące i zimne (imitujące strefy większego i mniejszego gromadzenia radiofarmaceutyku w organizmie), wkładka styropianowa imitująca płuco, oraz przestrzeń wokół określaną jako tło. Na potrzeby badania jest on wypełniany roztworem izotopu fluoru 18 [8]. Koncentracja aktywności izotopu powinna wynosić ok. 5,3 kBq (+/-5%) i została ona dobrana tak, aby imitować aktywność ok. 370 MBq w ciele człowieka. Poprawności zastosowanych korekcji osłabiania i rozproszenia definiowana jest jako stosunek wartości liczby zliczeń w regionie zainteresowania (wyznaczonym w obszarze fantomu) do wartości zliczeń w obszarze tła.

Test jakościowy całościowego działania systemu obrazującego za pomocą fantomu Jaszczaka

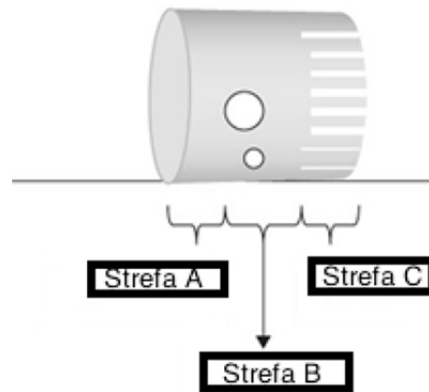
Prócz systematycznej oceny poszczególnych parametrów skanera zalecana jest również raz w roku tzw. całościowa ocena systemu obrazującego przeprowadzana

za pomocą fantomu Jaszczaka, bądź fantomu symulującego klatkę piersiową NEMA 2007 /IEC 2008 [4, 6]. Celem testu jest jakościowe i ilościowe porównanie aktualnych wyników z parametrami z testów referencyjnych (odbiorczych).



Rys. 1. Fantom PET, który spełnia wymagania standardów NEMA 2007/IEC 2008 [4]

W fantomie Jaszczaka można wyróżnić trzy strefy, które służą do określenia kolejno jednorodności obrazu, kontrastu i rozdzielczości przestrzennej (rys. 2).



Rys. 2. Schemat warstw fantomu Jaszczaka [1]

Widoczna na rysunku strefa A pozwala na zbadanie jednorodności, brak widocznych artefaktów świadczy o właściwym działaniu detektorów. W strefie B znajdują się kuliste sfery o różnej średnicy, widoczność kul, oraz wartość zliczeń w ich obrębie w stosunku do tła, pozwala oszacować kontrast. Strefa C zawiera serię rurek wypełnionych powietrzem, rozróżnialność rurek o określonych rozmiarach świadczy o rozdzielczości skanera [1, 10].

Przykładowy test kontroli jakości z wykorzystaniem fantomu Jaszczaka

Badania przeprowadzono na skanerze Biograph™ TruePoint™ PET-CTs firmy Siemens. Do testów wykorzystano fantom Jaszczaka firmy Biodex. Radiofarmaceutyk zastosowany do badań to 18FDG (związek glukozy z izotopem fluoru-18) wykorzystywany do badań diagnostycznych medycyny nuklearnej.

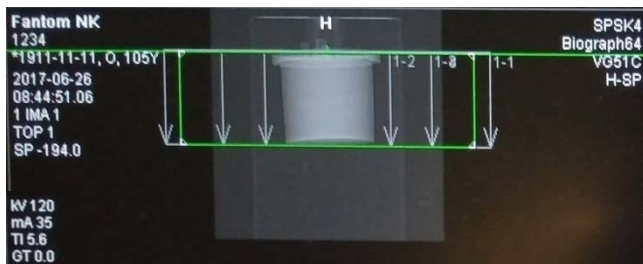
Przed przystąpieniem do testów należy przygotować odpowiednią dawkę radioizotopu. Aktywność do testów powinna wynosić ok. 370 MBq [4]. Pomiar dawki przeprowadzono przy pomocy kalibratora umożliwiającego pomiar aktywności izotopu o określonej energii. Roztwór radioaktywnego fluoru umieszczono w wypełnionym wodą fantomie za pomocą strzykawki. W celu stworzenia jednorodnej mieszaniny poruszano fantomem, aby izotop został rozprowadzony możliwie w całej objętości. Następnie

w celu uniknięcia artefaktów usunięto pęcherzyki powietrza powstałe podczas mieszania. Podczas trwania testu aktywność systematycznie maleje. Wypełniony fantom umieszczono na stole pomiarowym skanera (rys. 3) w stanowisku zaprojektowanym do testów [4].

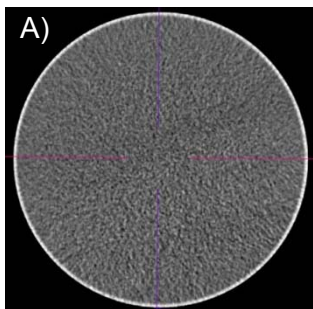


Rys. 3. Testowany skaner PET/CT, na stole pomiarowym widoczny fantom zabezpieczony folią, aby zabezpieczyć podłoże przed ewentualną kontaminacją

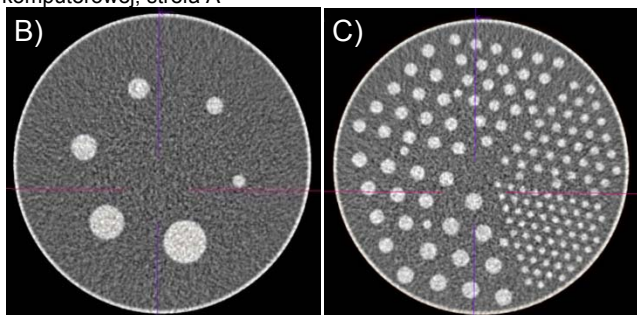
Do wykonania testu niezbędne jest zastosowanie odpowiedniej procedury akwizycji danych. Oprogramowanie służące do badań diagnostycznych, wyposażone jest również w serię procedur niezbędnych do wykonania testów podstawowych i specjalistycznych.



Rys. 4. Wstępny skan fantomu na stole pomiarowym, pozwala on na kontrolę poprawności ustawienia obiektu badanego i określenie zakresu planowanego badania (strefa wyznaczona zieloną linią)



Rys. 5. Obraz otrzymany w wyniku zastosowania tomografii komputerowej, strefa A



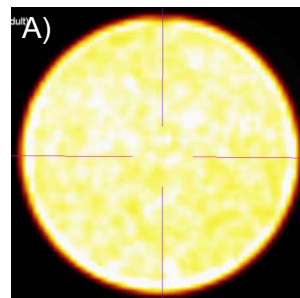
Rys. 6. Obrazy otrzymane w wyniku zastosowania tomografii komputerowej, strefa B i C

Po umieszczeniu fantomu na stole pomiarowym dokonuje się skanu wstępnego (rys. 4), służy on do oceny poprawności ustawienia obiektu (pozycji pacjenta) oraz do ustalenia zakresu badania tomograficznego. Następnie należy zadeklarować podstawowe parametry dla jakich przeprowadzone będzie badanie w specjalnie przystosowanym panelu.

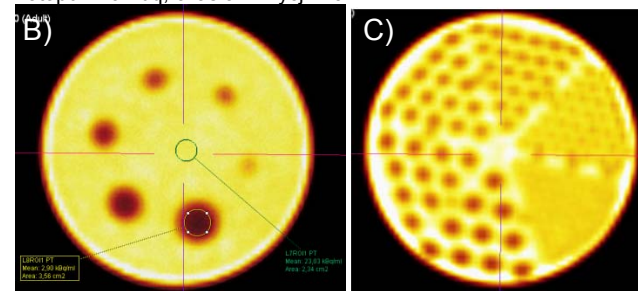
Autorzy przeprowadzili test przy aktywności roztworu bliskiej 144 MBq. Wartość ta jest niższa od przyjętej w normie dla testu z fantomem Jaszczaka ze względu na wysokie koszty zastosowanego radionuklidu. Czas akwizycji wynosił 20 min.

Powstały obraz stanowi złożenie obrazu wytworzonego w tomografie komputerowej, na zasadzie prześwietlenia obiektu promieniami rentgenowskimi oraz obrazu powstałego dzięki detekcji promieniowania obiektu przez detektory PET. Program do obróbki Syngo.via pozwala na wizualizację efektów obu badań oraz nakładanie powstałych obrazów, tak aby możliwym była ich maksymalnie trafna interpretacja.

Rysunki 5 i 6 przedstawiają trzy równoległe do siebie płaszczyzny przecięcia fantomu prostopadle do osi stołu pomiarowego. Obrazy powstałe na zasadzie prześwietlenia są jednorodne i posiadają ostre krawędzie między elementami poszczególnych stref fantomu. W strefach B i C wyraźnie widoczne są wszystkie spośród rurek i kul. Obraz nie wskazuje na istnienie uszkodzeń aparatury i badanego fantomu.



Rys. 7. Obrazy otrzymane w wyniku zastosowania PET. Aktywność izotopu: 140MBq, czas akwizycji: 20min



Rys. 8. Obrazy otrzymane w wyniku zastosowania PET. Aktywność izotopu: 140MBq, czas akwizycji: 20min

Na rysunku 7. w sferze A fantomu widzimy niejednorodności, występują one również w strefach B i C fantomu (rys. 8) Może być to spowodowane niejednorodnością mieszaniny wody i radioizotopu oraz niską rozdzielczością powstałego obrazu. W strefie B możemy zaobserwować, że pręciki o średnicy 5 mm nie są już rozróżnialne, w przeciwieństwie do pozostałych pręcików o średnicach: 6, 8, 10, 11 i 13 mm [1]. W strefie C można wyróżnić każdą spośród kul reprezentujących strefy niskiego gromadzenia izotopu. Przy pomocy oprogramowania do obróbki obrazów PET/CT możliwe jest określenie przedziału wartości kontrastu pomiędzy tłem, a kulami. Średnia wartość aktywności w jednostce objętości tła wyniosła 23 kBq/ml, natomiast dla ogniska zimnego wyniosła ona 2,9 kBq/ml., a więc była niemal 8 razy

większa. Wyniki wykonanego testu zostały porównane z testem akceptacyjnym wykonanym po zainstalowaniu aparatury i testami corocznymi, w celu wykrycia zmian, a następnie zarchiwizowane zgodnie z zaleceniami procedur kontroli jakości aparatury diagnostycznej [2].

Podsumowanie

W artykule przedstawiono podstawowe zasady fizyczne dotyczące diagnostyki radioizotopowej PET. Przedstawiono szereg wymogów dotyczących kontroli jakości skanerów do badań PET. Wymieniono i scharakteryzowano podstawowe testy jakości określone w normach NEMA i IEC, przedstawiono budowę i zasadę działania fantomów niezbędnych do ich wykonania. Opisano kontrolę jakości skanera PET w zakresie jednorodności, rozdzielczości oraz kontrastu na podstawie wyników testu z użyciem fantomu Jaszczaka.

Stała kontrola jakości aparatury medycznej jest niezbędna w celu zachowania jakości i bezpieczeństwa usług medycznych. Sprawność urządzeń diagnostycznych może mieć kluczowe znaczenie dla osób badanych, umożliwiając lekarzom podjęcie decyzji o drodze dalszego leczenia. Wraz z rozwojem technologii stosowanej w medycynie coraz istotniejsza staje się ścisła współpraca pomiędzy środowiskiem medycznym i inżynierskim.

Autorzy: prof. dr hab. inż. Andrzej Wac-Włodarczyk, Politechnika Lubelska, Instytut Podstaw Elektrotechniki i Elektrotechnologii, ul. Nadbystrzycka 38, 20-618 Lublin, E-mail: a.wac-wlodarczyk@pollub.pl; mgr inż. Agata Danilczuk, Uniwersytet Medyczny w Lublinie, Katedra i Zakład Medycyny Nuklearnej, ul. Jaczewskiego 8c, 20-090 Lublin, E-mail: agata@swietlicki.net.

LITERATURA

- [1] Brzozowska B, Szefflinski Z.: *Kontrola jakości gamma kamery z użyciem fantomu Jaszczaka*. Uniwersytet Warszawski 2015 (www.fuw.edu.pl/~bbrzozow/FizMed/LOB/Wpisy/2015/6/15_Zajecia_dydaktyczne_files/B9-kontrola_jakosci.pdf) [data dostępu 03.07.2017]
- [2] pod red. Linieckiego L.: *Medycyna nuklearna – zapewnienie i kontrola jakości aparatury i radiofarmaceutyków*. Problemy Medycyny Nuklearnej PTMN, 2002, tom 16, s. 22-69
- [3] Ławicki T.: *Odszumianie obrazów CT za pomocą transformaty curvelet*. Przegląd elektrotechniczny, 2015, nr.2, s. 222-224
- [4] National Electrical Manufacturers Association. *NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
- [5] Nowak S., Rudzki K., Piętka E., Czech E.: *Zarys medycyny nuklearnej*. wyd. Lekarskie PZWL, Warszawa 1998
- [6] Obwieszczenia Ministra Zdrowia z dnia 6 listopada 2013 r. W sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu medycyny nuklearnej. Na podstawie art. 33g ust. 7 ustawy z dnia 29 listopada 2000 r. Prawo atomowe.
- [7] Socha M., Skalski A.: *Wizualizacja multimodalnych danych PET-CT*. Przegląd elektrotechniczny, 2014, nr.5, s. 164-167
- [8] Tadeusiewicz R., Śmietański J.: *Pozyskiwanie obrazów medycznych oraz przetwarzanie, analiza, automatyczne rozpoznawanie i diagnostyka interpretacyjna*. WSTN, Kraków 2011
- [9] pod red. Tadeusiewicz R., Augustyniak P.: *Podstawy inżynierii biomedycznej*. Tom I. Wydawnictwa AGH, Kraków 2009
- [10] Tomaszuk M., Kabat D., Lenda-Tracz W.: *Przegląd zaleceń dotyczących kontroli jakości systemów PET- kierunek zmian*. Inżynier i fizyk medyczny, 2015, nr.3, vol.4., s.123-132