

Zależność jakości obrazu od rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*) przy rekonstrukcji SPECT metodą filtrowanej projekcji wstecznej (FBP) w badaniach z zastosowaniem ^{67}Ga

Jacek Lesiak¹, Leszek Królicki²

Wprowadzenie. Standardem przyjętym powszechnie w badaniach scyntygraficznych z wykorzystaniem ^{67}Ga jest badanie jednopłaszczyznowe, jako podstawowa technika badania. Badanie tomograficzne SPECT wnosi dodatkowe informacje. Z uwagi jednak na stosowanie licznych filtrów i wielkości odcięcia „cut off” konieczne jest wskazanie optymalnych kombinacji.

Materiał. W pracy poddano ocenie 104 zmiany widoczne w badaniach tomograficznych. Obrazy SPECT rekonstruowano stosując metodę rekonstrukcji FBP. Badanie polegało na ocenie jakościowej i ilościowej zmian chorobowych.

Wyniki. Najlepsze obrazy w ocenie jakościowej uzyskano w przypadku stosowania następujących kombinacji filtra i wartości odcięcia „cut off”: Butterworth 0,4; Band-Limited Ramp 0,4; Generalized Hamming 0,4; Low-Pass Cosine 0,6 i Shepp-Logan Hanning 0,6. Natomiast w ocenie ilościowej: Butterworth 0,4; Band-limited Ramp 0,4 oraz Generalized Hamming 0,4.

Wnioski. W przypadku rekonstrukcji metodą filtrowanej projekcji wstecznej (FBP) należy stosować następujące zestawienie wielkości odcięcia („cut off”) i rodzaju filtra: Butterworth 0,6; 0,4; Generalized-Hamming 0,4; Band-Limited Ramp 0,4.

Dependence of image quality on the type of filter and the “cut off” value in SPECT reconstruction using filtered backprojection (FBP) in examinations with the use of Ga-67

Introduction. Although the whole body scan is the standard method of examination, yet the use of SPECT may provide additional information. Because a number of different filters may be used with a number of different “cut-off” values we have performed a study in order to pick their optimal combination.

Material. We evaluated 104 regions of interest. The SPECT images were reconstructed using the filtered backprojection method (FBP). The aim of the study was to evaluate the quality and quantity of our findings.

Results. The best image quality was achieved with the following combinations of filters and “cut off” values: Butterworth 0,4; Band-Limited Ramp 0,4; Generalized Hamming 0,4; Low-Pass Cosine 0,6 and Shepp-Logan Hanning 0,6. Whereas the best quantity: Butterworth 0,4; Band-limited Ramp 0,4 and Generalized Hamming 0,4.

Conclusions. Using the filtered backprojection method of reconstruction it is recommended to use the following types of filters and “cut-off” values: Butterworth 0,6; 0,4; Generalized Hamming 0,4; Band-Limited Ramp 0,4.

Słowa kluczowe: rekonstrukcja SPECT, filtr, wartość odcięcia, jakość obrazu, filtrowana projekcja wsteczna

Key words: SPECT reconstruction, filter, cut off, quality of image, filtered backprojection

Standardem przyjętym powszechnie w przypadku badań przy użyciu ^{67}Ga jest badanie całego ciała (*whole body*), jako podstawowej techniki badania. Badania statyczne określonego odcinka ciała (*hot spots*) oraz badanie SPECT są zalecane przez część autorów jako badania dodatkowe [1-10].

Scyntygrafia planarna nie jest techniką zadowalającą w określaniu miejsca, rozległości i stopnia uszkodzenia

tkanki. Wynika to z 2-wymiarowej prezentacji 3-wymiarowych obiektów: każdy zarejestrowany obraz planarny zawiera zsumowaną informację o rozkładzie radioizotopu we wszystkich warstwach narządu oraz w warstwach ciała znajdujących się w polu widzenia kamery scyntylicyjnej, nad lub pod narządem. Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT – *single photon emission computerized tomography*) służy do generowania – przy pomocy komputera – dowolnych przekrojów (a w praktyce: warstw o określonej grubości) 3-wymiarowego rozkładu radioaktywności w badanych narządach.

Technikę tomograficzną rozwinięto w celu ograniczenia efektu nakładania się struktur i poprawienia kon-

¹ Zakład Medycyny Nuklearnej
Świętokrzyskie Centrum Onkologii w Kielcach

² Zakład Medycyny Nuklearnej
AM w Warszawie

trastu w obrazie. Dzięki możliwości wglądu w dowolne warstwy ciała, technika SPECT pozwala na uzyskanie wysokiego kontrastu odwzorowania i ułatwia detekcję oraz prawidłową lokalizację i pomiar rozległości obszarów chorobowo zmienionych [11-13].

Rekonstrukcję tomograficzną warstw poprzecznych do dłuższej osi ciała pacjenta najczęściej uzyskuje się metodą filtrowanej wstecznej projekcji (FBP – *filtered back projection*). Według algorytmu FBP, rekonstrukcję pojedynczej warstwy przeprowadza się wykorzystując profile wybrane z każdej projekcji na poziomie warstwy rekonstruowanej i odpowiednio przefiltrowane. Każdy profil jest wstecznie rzutowany na całą płaszczyznę rekonstruowanej warstwy. Superpozycja wszystkich wstecznie rzutowanych profili w obrębie kąta 180 stopni tworzy ostateczny obraz po rekonstrukcji [14-17].

Cel pracy

Ustalenie optymalnego zestawienia rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*) dla obrazów rekonstruowanych metodą filtrowanej projekcji wstecznej (FBP).

Materiały i metoda

W pracy poddano ocenie 104 zmiany widoczne w badaniach tomograficznych. Badana grupa składała się z 25 pacjentów (15 mężczyzn i 10 kobiet) w wieku 19-67 lat (śr. 41,2; SD 14,7) z rozpoznaniem ziarnicy złośliwej (23 przypadki) lub chłoniaka (2 przypadki). Badania zostały przeprowadzone z zastosowaniem dwugłowicowej kamery Multispect 2, z kolimatorem dla średniej energii. Akwizycja realizowana była przy zastosowaniu matrycy 128x128, składając się z 32 1-minutowych projekcji na głowicę: SPECT klatki piersiowej po 3 dniach, jamy brzusznej po 7 dniach. Obrazy SPECT rekonstruowano stosując metodę rekonstrukcji FBP (filtrowanej projekcji wstecznej) z zastosowaniem kombinacji filtrów i wartości odcięcia (*cut off*): filtry – Parzen, Butterworth, Low-Pass Cosine, Generalised Hamming, Shepp-Logan Hanning, Shepp-Logan, Band-Limited Ramp oraz wartości odcięcia (*cut off*) – 0,2; 0,3; 0,4; 0,6; 0,9; 1,2; 2,0.

Wyznaczano trzy rodzaje obszarów: – obszar obejmujący zmianę chorobową; – obszar w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej; – obszar referencyjny zlokalizowany w oddalonej okolicy ciała. Ocena ilościowa polegała na porównaniu stosunków:

- średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej;
- średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego z dala od ogniska;
- średniej ilości impulsów przypadających na piksel w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego z dala od ogniska.

Ocena wizualna była przeprowadzona niezależnie przez dwóch lekarzy z wykorzystaniem skali 0-2 (0 – brak zmian; 0,5 – bardzo słabo widoczne; 1 – słabo widoczne; 1,5 – dobrze widoczne; 2 – bardzo dobrze widoczne). Pod uwagę do dalszej analizy brano sumę punktów (S), średnią arytmetyczną (X) oraz odchylenie standardowe (SD).

Obliczenia statystyczne wykonano przy użyciu programu Medcalc. W badaniu stwierdzono, że większość danych nie ma

rozkładu normalnego. W związku, z czym, istotność statystyczną określano za pomocą testu Wilcozona.

Wyniki

Ocena jakościowa. Wpływ zastosowanego filtra i wartości odcięcia (*cut off*) na jakość obrazów

W przypadku porównania z obrazami rekonstruowanymi metodą filtrowanej projekcji wstecznej (FBP) o najwyższej punktacji tj. Band-Limited Ramp 0,4 i 0,3, Butterworth 0,4 i 0,3, Generalized Hamming 0,4 i 0,3, Low-Pass Cosine 0,6 i 0,4, Parzen 0,9, 0,6 i 1,2, Shepp-Logan 0,3 i 0,2 oraz Shepp-Logan Hanning 0,6 i 0,9; różnice nie są istotne statystycznie. Najlepiej oceniane wyniki przedstawiono w Tabeli I.

Tab. I. Zestawienie najlepszych wyników oceny jakościowej (średnia arytmetyczna i SD) badań SPECT (rekonstrukcja FBP) dla poszczególnych kombinacji wartości odcięcia i filtra

Filtr	<i>cut off</i>	średnia	SD
Band-Limited Ramp	0,4	0,8846	0,546
Band-Limited Ramp	0,3	0,8077	0,4804
Butterworth	0,4	0,8846	0,5829
Butterworth	0,3	0,6578	0,6538
Generalized Hamming	0,4	0,8846	0,6504
Generalized Hamming	0,3	0,8077	0,6304
Low-Pass Cosine	0,6	0,9231	0,6071
Low-Pass Cosine	0,4	0,8077	0,5220
Parzen	0,9	0,7692	0,5250
Parzen	0,6	0,6154	0,6504
Parzen	1,2	0,6154	0,5829
Shepp-Logan	0,3	0,7692	0,5633
Shepp-Logan	0,2	0,6154	0,6504
Shepp-Logan Hanning	0,6	0,9231	0,6071
Shepp-Logan Hanning	0,9	0,7308	0,6330

Ocena ilościowa. Wpływ zastosowanego filtra i wartości odcięcia (*cut off*) na wartość obrazów

Z uwagi na brak możliwości ilościowej oceny badań 3-D otrzymanych techniką SPECT dane zostały podzielone i analizowane w trzech grupach odpowiadających powierzchniom przekrojów najczęściej stosowanych w ocenie badań tomograficznych. Analizowano oddzielnie przekroje w płaszczyźnie poprzecznej, strzałkowej i czołowej.

Płaszczyzna poprzeczna

Najlepsze wyniki w podgrupie danych opisujących stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w najbliższym jej sąsiedztwie uzyskano dla obrazów rekonstruowanych z następującymi zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Butterworth 0,4; Generalized Hamming 0,4; Band-Limited Ramp 0,4; Butterworth 0,6. Niewiele gorsze (brak znamiennej różnicy) były obrazy rekonstruowane z: Low-Pass Cosine 0,6 i Shepp-Logan 0,3. Obrazy uzyskane za pomocą pozostałych parametrów były istotnie gorsze. Kombinacja Butterworth 0,6 (śr. 1,3905; SD 0,8492) miała najgorsze parametry.

W podgrupie danych opisujących stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego najlepsze wartości otrzymano dla obrazów rekonstruowanych z następującymi zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Band-Limited Ramp 0,4; Generalized Hamming 0,4; Low-Pass Cosine 0,6; Butterworth 0,4. Niewiele gorsze (brak znamiennej różnicy) były obrazy rekonstruowane z zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Shepp-Logan 0,3 i Band-Limited

Ramp 0,3. Obrazy uzyskane za pomocą pozostałych wariantów były istotnie gorsze.

W podgrupie danych opisujących stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego nie wykazano znamiennej przewagi któregoś z obrazów. Jedynie obrazy uzyskane przy użyciu rekonstrukcji wykorzystującej filtr Butterworth i wielkość odcięcia 0,6 były statystycznie gorsze ($p < 0,0485$). Najlepiej oceniane wyniki przedstawiono w Tabeli II.

Płaszczyzna strzałkowa

Najlepsze wyniki w podgrupie danych opisujących stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej uzyskano dla obrazów rekonstruowanych z następującymi zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Generalized Hamming 0,4; Butterworth 0,4; Butterworth 0,6; Band-Limited Ramp 0,4 (Wells RG 1999). Niewiele gorsze ($p < 0,0292$) są obrazy rekonstruowane z zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Low-Pass Cosine 0,6 i Shepp-Logan 0,3. Obrazy uzyskane za pomocą pozostałych

Tab. II. Zestawienie najlepszych wyników oceny ilościowej (średnia arytmetyczna i SD) badań SPECT (rekonstrukcja FBP) dla poszczególnych kombinacji wartości odcięcia i filtra

Projekcja	Filter/ <i>cut off</i>	Band-Limited Ramp	Band-Limited Ramp	Generalized Hamming	Butterworth	Butterworth	Low-Pass Cosine	Low-Pass Cosine
	Stosunek zliczeń	0,3	0,4	0,4	0,4	0,6	0,6	0,4
poprzeczna	zm-bs (SD)		2,044 (0,998)	1,966 (0,892)	1,958 (0,908)	1,784 (0,622)		
	zm-or		4,2238 (6,816)	4,033 (5,110)	3,574 (3,261)		4,329 (7,087)	
	bs-or	2,173 (2,513)					2,370 (3,371)	
strzałkowa	zm-bs		1,796 (0,697)	1,837 (0,716)	1,814 (0,778)	1,754 (0,535)		
	zm-or		3,491 (2,925)	4,127 (4,330)	3,643 (3,265)		4,037 (6,616)	
czołowa	zm-bs		1,916 (0,695)	1,889 (0,48)	1,864 (0,738)	1,647 (0,627)		
	zm-or	3,419 (3,16)		3,633 (3,137)	3,723 (3,487)			3,393 (5,116)

zm-bs stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obszarze najbliższego sąsiedztwa zmiany chorobowej

zm-or stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obszarze referencyjnym

bs-or stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obszarze najbliższego sąsiedztwa zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obszarze referencyjnym

wariantów (zestawienia rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*)) były znacznie gorsze.

W podgrupie danych opisujących stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego najlepsze wartości otrzymano dla obrazów rekonstruowanych z następującymi zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Band-Limited Ramp 0,4 i 0,3; Generalized Hamming 0,4; Butterworth 0,4 (Wells RG 1999). Niewiele gorsze (brak znamiennej różnicy) są obrazy rekonstruowane z zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Low-Pass Cosine 0,6; Shepp-Logan Hanning 0,6 i Shepp-Logan 0,3. Obrazy uzyskane z zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Butterworth 0,6 i Low-Pass Cosine 0,4 są istotnie gorsze ($p < 0,05$).

W podgrupie danych opisujących stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego nie wykazano znamiennej przewagi którejś z badanych metod rekonstrukcji. Jedyne wyniki uzyskane przy użyciu rekonstrukcji wykorzystującej filtr Butterworth i wielkość odcięcia 0,6 są statystycznie gorsze ($p < 0,0441$). Najlepiej oceniane wyniki przedstawiono w Tabeli II.

Płaszczyzna czołowa

Najlepsze wyniki w podgrupie danych opisujących średnią ilość impulsów przypadających na piksel zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej uzyskano dla obrazów rekonstruowanych z następującymi zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Band-Limited Ramp 0,4; Butterworth 0,4 oraz Generalized Hamming 0,4 [18]. Niewiele gorsze ($p < 0,032$) są obrazy rekonstruowane z zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Butterworth 0,6 i Shepp-Logan 0,3. Obrazy uzyskane za pomocą pozostałych wariantów są znacznie gorsze. Najlepiej oceniane wyniki przedstawiono w Tabeli II.

W podgrupie danych opisujących stosunek średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego najlepsze wartości otrzymano dla obrazów rekonstruowanych z następującymi zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Butterworth 0,4; Generalized Hamming 0,4; Band-Limited Ramp 0,4 [18]. Niewiele gorsze (brak znamiennej różnicy) są obrazy rekonstruowane z zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Low-Pass Cosine 0,6; Parzen 0,9; Butterworth 0,6 i Shepp-Logan 0,3. Obrazy uzyskane z zestawieniami rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*): Butterworth 0,6 i Low-Pass Cosine 0,4 są istotnie gorsze ($p < 0,0374$).

W podgrupie danych opisujących średnią ilość impulsów przypadających na piksel w najbliższym sąsied-

twie zmiany chorobowej do średniej ilości impulsów przypadających na piksel w obrębie obszaru referencyjnego nie wykazano znamiennej przewagi którejś z badanych metod rekonstrukcji. Najlepiej oceniane wyniki przedstawiono w Tabeli II.

Dyskusja

Konieczność uzyskiwania obrazów o coraz lepszej jakości w badaniach tomograficznych SPECT stała się przyczyną opracowania i stosowania licznych filtrów. Usunięcie szumów i artefaktów powstałych w wyniku rekonstrukcji jest głównym powodem stosowania filtrów w procesie rekonstrukcji obrazów tomograficznych (metodą filtrowanej projekcji wstecznej).

Rozróżnia się dwie główne grupy filtrów: wygładzające i wyostrzające. W niniejszej pracy stosowano wyłącznie filtry wygładzające.

Zasada działania filtrów wygładzających polega na eliminacji określonych częstotliwości przestrzennych (*spatial frequency*) z całego spektrum otrzymywanych w wyniku akwizycji. Poszczególne filtry wymienione w pracy różnią się zakresem tłumienia. Jedyne wyjątkiem jest filtr Ramp, który eliminuje wysokie częstotliwości przestrzenne proporcjonalnie słabiej niż niskie.

Nie ma ścisłych kryteriów doboru filtrów do określonych rodzajów badań. Największe znaczenie przy wyborze rodzaju filtra wydaje się mieć wielkość poszukiwanych zmian. Ponieważ jedne filtry eksponują w większym stopniu zmiany mniejsze, a inne większe [17].

Wpływ zastosowanej metody rekonstrukcji badania SPECT na wyniki oceny jakościowej obrazu

Jakość obrazów jest bardzo uzależniona od zastosowanej wartości odcięcia (*cut off*). Dla zastosowanego filtra otrzymywano wyniki od jakościowo dobrych (śr. ok. 0,9) do nieczytelnych (śr. $< 0,1$).

W badaniu nie obserwowano podobnej zależności w odniesieniu do rodzaju zastosowanego filtra. Stosując każdy z uwzględnionych w badaniach rodzajów filtra w połączeniu z odpowiednio dobraną wartością odcięcia (*cut off*) uzyskiwano obrazy dobrej jakości (śr. 0,8-0,9).

Świadczy to dobitnie, że działanie filtra jedynie w niewielkim stopniu wpływa na subiektywny odbiór obrazu.

W dostępnej literaturze brak innych prac dotyczących oceny jakościowej.

Wpływ zastosowanej metody rekonstrukcji badania na parametry ilościowe wyjściowego obrazu.

Ze zbioru wszystkich ocenianych kombinacji filtrów z wartościami *cut off* sześć pozwala otrzymać istotnie lepsze wyniki, są to Butterworth 0,4 i 0,6; Band-Limited Ramp 0,4; Generalized Hamming 0,4 oraz Low-Pass Cosine 0,6 i Shepp Logan 0,3. Istotne znaczenie ma

fakt, że zestawienia rodzaju filtra i wartości odcięcia (*cut off*) dla obrazów o najlepszych parametrach różnią się zależnie od ocenianej powierzchni przekroju. Jedynie trzy z nich: Butterworth 0,4; Band-Limited Ramp 0,4 oraz Generalized Hamming 0,4 występują we wszystkich przekrojach.

W dostępnej literaturze występują tylko pojedyncze prace oceniające ilościowo filtry w badaniach z zastosowaniem ^{67}Ga [18]. Wnioski z nich płynące, mimo ograniczonej liczby ocenianych filtrów pokrywają się z wynikami przedstawionej pracy.

Wnioski

W przypadku rekonstrukcji obrazów metodą filtrowanej projekcji wstecznej (FBP) należy stosować następujące zestawienie wielkości odcięcia (*cut off*) i rodzaju filtra: Butterworth 0,6; 0,4; Generalized-Hamming 0,4; Band-Limited Ramp 0,4.

Lek. Jacek Lesiak
Oś. Sosnówka 11/4
26-060 Chęciny

Piśmiennictwo

- Brenot-Rossi I, Bouabdallah R, Di Stefano D i wsp. Hodgkin's disease: prognostic role of gallium scintigraphy after chemotherapy. *Eur J Nucl Med* 2001; 28: 1482-8.
- Canini R, Battista G, Monetti N i wsp. Bulky mediastinal lymphomas: role of magnetic resonance and SPECT-Ga-67 in the evaluation of residual masses. *Radiol Med (Torino)* 1995; 90: 448-56.
- Capua A, Osti MF, Scattoni Padovan F i wsp. Assessment of residual mediastinal tumor in patients with Hodgkin's lymphoma using computed tomography, magnetic resonance and ^{67}Ga scintigraphy. *Radiol Med (Torino)* 1995; 90: 797-803.
- Delcambre C, Reman O, Henry-Amar M i wsp. Clinical relevance of Gallium-67 scintigraphy in lymphoma before and after therapy. *Eur J Nucl Med* 2000; 27: 176-84.
- Front D, Bar-Shalom R, Mor M i wsp. Hodgkin Disease: prediction of outcome with ^{67}Ga scintigraphy after one cycle of chemotherapy. *Radiology* 1999; 210: 487-91.
- Front D, Bar-Shalom R, Mor M i wsp. Aggressive non-Hodgkin lymphoma: early prediction of outcome with ^{67}Ga scintigraphy. *Radiology* 2000; 214: 253-7.
- Ulusakarya A, Lumbroso J, Casiraghi O i wsp. Gallium scan in the evaluation of post chemotherapy mediastinal residual masses of aggressive non-Hodgkin's lymphoma. *Leuk Lymphoma* 1999; 35: 579-86.
- Ben-Haim S, Bar-Shalom R, Israel O i wsp. Utility of gallium-67 scintigraphy in low-grade non-Hodgkin's lymphoma. *Journal of Clinical Oncology*, 1996; 14: 1936-42.
- Gasparini M, Bombardieri E, Castellani M i wsp. Gallium-67 scintigraphy evaluation of therapy in non-Hodgkin's lymphoma. *J Nucl Med* 1998; 39: 1586-90.
- Morton KA, Jarboe J, Burke EM. Gallium-67 imaging in lymphoma: tricks of the trade. *J Nucl Med Technol* 2000; 28: 221-32.
- Groch MW, Erwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Technol* 2000; 28: 233-44.
- Groch MW, Erwin WD. Single-photon emission computed tomography in the year 2001: instrumentation and quality control. *J Nucl Med Technol* 2001; 29: 12-8.
- Yi-Hwa Liu, Lam PT, Sinusa AJ i wsp. Differential effect of 180° and 360° acquisition orbits on the accuracy of SPECT imaging: quantitative evaluation in phantoms. *J Nucl Med* 2002; 43: 1115-24.
- Królicki L. *Medycyna Nuklearna*. Warszawa 1996.
- Bruyant PP, Sau J, Mallet JJ. Streak artifact reduction in filtered backprojection using a level line-based interpolation method. *J Nucl Med* 2000; 41: 1913-9.
- Bruyant PP. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. *J Nucl Med* 2002; 43: 1343-58.
- Groch MW, Erwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Technol* 2000; 28: 233-44.
- Wells RG, Simkin PH, Judy PF i wsp. Effect of filtering on the detection and localization of small Ga-67 lesions in thoracic single photon emission computed tomography images. *Med Phys* 1999; 26: 382-8.

Otrzymano: 19 kwietnia 2006

Przyjęto do: 23 maja 2006