

Rekonstrukcja SPECT metodami iteracyjnymi a jakość obrazów w badaniach chłoniaków z zastosowaniem ^{67}Ga

Jacek Lesiak, Leszek Królicki

Wprowadzenie. Dotychczas najpowszechniej stosowaną metodą rekonstrukcji SPECT była metoda filtrowanej projekcji wstecznej (FBP). W latach 90-tych pojawiły się nowe metody – iteracyjne. Wydaje się konieczna ocena wartości tych metod. *Materiał.* W pracy poddano ocenie 104 zmiany widoczne w badaniach tomograficznych. Obrazy SPECT rekonstruowano stosując iteracyjne metody rekonstrukcji (EMML, OSEM, IPC, ITW, ITCHG). Badanie polegało na jakościowej i ilościowej ocenie zmian chorobowych.

Wyniki. Zgodnie z otrzymanymi wynikami rodzaj zastosowanej metody rekonstrukcji iteracyjnej nie wpływa istotnie na jakość badania. W ocenie ilościowej najlepsze obrazy uzyskano przy rekonstrukcji metodami: ITCHG, ITW i IPC.

Wnioski. Wyniki badań wskazują, że zastosowane metody iteracyjne (ITW, IPC, ITCHG) nie różnią się w sposób istotny.

Iterative reconstruction of SPECT and image quality in scans of lymphomas using ^{67}Ga

Introduction. Until the present the most popular method of SPECT reconstruction was filtered back projection (FBP) however there exist now new methods – namely iterative reconstructions and their appearance makes it worthwhile to perform objective assessments.

Material. In the course of the study we evaluated 104 images. Those SPECT images were reconstructed using iterative methods of reconstruction (EMML, OSEM, IPC, ITW, ITCHG). The aim of the study was to evaluate the quality and quantity of our results.

Results. We have failed to reveal any significant differences between the iterative methods in terms of qualitative evaluation. In the course of quantitative evaluations the best images were obtained using the following methods: ITCHG, ITW and IPC.

Conclusions. The iterative methods evaluated in this study do not differ considerably.

Słowa kluczowe: rekonstrukcja SPECT, metody iteracyjne, jakość obrazu

Key words: SPECT reconstruction, iterative methods, quality of image

Wstęp

Wraz z rozwojem technik obliczeniowych pojawiła się możliwość rekonstruowania obrazów 3D w badaniach scyntygraficznych. Miało to kolosalne znaczenie w diagnostyce, szczególnie w ocenie zmian położonych w pobliżu linii pośrodkowej ciała i w związku z tym, trudnej do oceny w klasycznej technice planarnej [1-3].

Początkowo do rekonstrukcji obrazów tomograficznych wykorzystywano metodę filtrowanej projekcji wstecznej projekcji (FBP – *Filtered Back Projection*), którą z czasem uzupełniano o kolejne rodzaje filtrów poprawiających jakość obrazów [1, 4, 5].

Wraz z rozwojem techniki pozytonowej tomografii emisyjnej (PET) pojawiła się konieczność opracowania zupełnie nowych metod rekonstrukcji obrazów. Tymi metodami były metody iteracyjne, które wkrótce zostały zastosowane do rekonstrukcji obrazów SPECT.

W metodach iteracyjnych (EMML – *Expectation Maximization Maximum Likelihood*, OSEM – *Ordered Subset Expectation Maximization*, IPC – *Interpolation of Projections by Contouring*, ITW – *Iterative Wallis*, ITCHG – *Iterative Chang*) dane z każdej projekcji są porównywane z pewnymi założeniami (szacunkami), a wyniki różnice służą do modyfikacji tych założeń (szacunków), które powtórnie są porównywane z danymi otrzymanymi w badaniu – ten proces jest powtarzany wielokrotnie. Poszczególne metody iteracyjne różnią się właśnie wstępnymi założeniami służącymi do porównań [1, 5, 6-12].

Cel pracy

Porównanie jakościowej i ilościowej oceny obrazów tomograficznych rekonstruowanych metodami iteracyjnymi (EMML, OSEM, ITW, ITCHG, IPC).

Materiał i metody

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 (średni wiek: 41,2 lat; SD 14,7) z rozpoznaniem ziarnicy złośliwej (23 przypadki) lub chłoniaka (2 przypadki). Badania zostały przeprowadzone na dwugłowicowej kamerze Multispect 2, przy zastosowaniu kolimatorów dla średniej energii. Akwizycja realizowana była przy zastosowaniu matrycy 128x128, składając się z 32 jednoczasowych projekcji na głowicę. SPECT klatki piersiowej był wykonywany po 3 dniach, jamy brzusznej po 7 dniach. Obrazy SPECT rekonstruowano stosując metody iteracyjne: EMML, OSEM, IPC, ITW, ITCHG.

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

- gęstości impulsów w obrębie zmiany chorobowej do gęstości impulsów w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej,
- gęstości impulsów w obrębie zmiany chorobowej do gęstości impulsów w obrębie obszaru referencyjnego z dala od ogniska,
- gęstości impulsów w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej do gęstości impulsów 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). Do dalszej analizy pod uwagę 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 tym, istotność statystyczną określano za pomocą testu Wilcozona.

Wyniki

Ocena jakościowa obrazów tomograficznych rekonstruowanych różnymi metodami (EMML, OSEM, ITW, ITCHG, IPC)

W oparciu o otrzymane wyniki stwierdzono, że rodzaj zastosowanej metody rekonstrukcji iteracyjnej nie wpływa istotnie na jakość badania. Mimo braku znamienych różnic można jednak zauważyć pewną przewagę niektórych metod rekonstrukcji: EMML, OSEM i IPC. Głównymi ich zaletami w porównaniu z pozostałymi metodami iteracyjnymi jest mały rozrzut wyników (OSEM, IPC) lub względnie duża liczba badań o maksymalnej punktacji (EMML). Wyniki przedstawiono w Tabeli I.

Tab. I. Zestawienie wyników oceny jakościowej badań (średnia arytmetyczna i SD)

Metoda	Średnia arytmetyczna	SD
EMML	1,3462	0,7468
OSEM	1,4615	0,5938
IPC	1,2692	0,5633
ITW	1,1923	0,6304
ITCHG	1,1538	0,6253

Ocena ilościowa obrazów tomograficznych rekonstruowanych różnymi metodami (EMML, OSEM, ITW, ITCHG, IPC)

Z uwagi na brak możliwości dokonania 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. Wyniki przedstawiono w Tabeli II.

Płaszczyzna poprzeczna

Optymalne wyniki w podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej uzyskano dla obrazów rekonstruowanych metodą ITCHG. Niewiele gorsze (brak znamiennej różnicy) były obrazy rekonstruowane metodami ITW i IPC. Wyniki uzyskane za pomocą pozostałych były istotnie gorsze.

W podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obrębie obszaru referencyjnego najlepsze wartości otrzymano dla obrazów rekonstruowanych metodami iteracyjnymi IPC, ITW, ITCHG. Wyniki uzyskane za pomocą pozostałych były istotnie gorsze.

W podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obrębie obszaru referencyjnego poza metodą EMML (śr. 1,3989; SD 0,6896), która miała najgorsze parametry, pozostałe metody nie różniły się istotnie statystycznie.

Płaszczyzna strzałkowa

Optymalne wyniki w podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej uzyskano dla obrazów rekonstruowanych metodami ITCHG, IPC i ITW. Wyniki uzyskane za pomocą pozostałych metod były gorsze.

W podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obrębie obszaru referencyjnego najlepsze wartości

Tab. II. Zestawienie wyników oceny ilościowej badań (średnia arytmetyczna i SD)

Projekcja	Metoda	EMEMML	OSEM	IPC	ITW	ITCHG
	Stosunek zliczeń					
Poprzeczna	zm-bs (SD)	1,198 (0,249)	1,510 (0,400)	1,784 (0,511)	1,798 (0,482)	1,816 (0,459)
	zm-or	1,770 (1,208)	2,459 (1,988)	3,151 (3,701)	3,159 (3,695)	2,957 (2,250)
	bs-or	1,398 (0,689)	1,555 (0,935)	1,674 (1,709)	1,681 (1,712)	1,536 (0,886)
Strzałkowa	zm-bs (SD)	1,210 (0,240)	1,453 (0,370)	1,626 (0,353)	1,606 (0,391)	1,536 (0,886)
	zm-or	1,833 (1,326)	2,606 (2,024)	3,088 (2,087)	3,127 (2,148)	3,010 (1,977)
	bs-or	1,440 (0,693)	1,680 (0,898)	1,812 (0,920)	2,124 (3,229)	1,750 (0,870)
Czołowa	zm-bs (SD)	1,203 (0,281)	1,452 (0,372)	1,642 (0,437)	1,657 (0,435)	1,664 (0,412)
	zm-or	1,753 (1,150)	2,523 (2,091)	2,901 (2,199)	2,871 (2,185)	2,912 (2,211)
	bs-or	1,388 (0,667)	1,639 (1,092)	1,762 (1,446)	1,681 (1,067)	1,684 (1,046)

zm-bs – stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obszarze najbliższego sąsiedztwa zmiany chorobowej

zm-or – stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obszarze referencyjnym

bs-or – stosunek gęstości zliczeń w obszarze najbliższego sąsiedztwa zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obszarze referencyjnym

otrzymano dla obrazów rekonstruowanych metodami: ITW i IPC. Wyniki uzyskane metodami EMML, OSEM i ITCHG są istotnie gorsze.

W podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obrębie obszaru referencyjnego nie wykazano znamiennej przewagi którejs z badanych metod rekonstrukcji. Jedyne wyniki uzyskane przy użyciu rekonstrukcji metodą EMML były statystycznie gorsze ($p < 0,0441$).

Płaszczyzna czołowa

Optymalne wyniki w podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej uzyskano dla obrazów rekonstruowanych metodami iteracyjnymi ITCHG, IPC i ITW. Wyniki uzyskane za pomocą pozostałych były gorsze.

W podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obrębie obszaru referencyjnego najlepsze wartości otrzymano dla obrazów rekonstruowanych metodami iteracyjnymi: IPC, ITW i ITCHG. Wyniki uzyskane metodami: EMML i OSEM były istotnie gorsze ($p < 0,0374$).

W podgrupie danych opisujących stosunek gęstości zliczeń w najbliższym sąsiedztwie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obrębie obszaru referencyjnego

nie wykazano znamiennej przewagi którejs z badanych metod rekonstrukcji. Jedyne wyniki uzyskane przy użyciu rekonstrukcji metodą EMML są statystycznie gorsze ($p < 0,0453$).

Dyskusja

W dostępnej literaturze nie znaleziono prac porównujących ze sobą obrazy rekonstruowane różnymi metodami iteracyjnymi. Jedyne metody rekonstrukcji EMML i OSEM są omawiane przez niektórych autorów [5, 13-15], ale bardziej w kontekście ich genety.

Oceniając wpływ zastosowanej metody rekonstrukcji badania SPECT na parametry jakościowe obrazu nie stwierdzono istotnych różnic jakościowych między otrzymanymi obrazami rekonstruowanymi różnymi metodami.

Biorąc pod uwagę parametry ilościowe wyjściowego obrazu spośród ocenianych metod rekonstrukcji jedynie metody OSEM i EMML okazały się statystycznie gorsze. Natomiast wyniki uzyskane pozostałymi metodami rekonstrukcji (ITCHG, ITW, IPC) nie różniły się statystycznie między sobą.

Wyniki badań rekonstruowanych za pomocą metod iteracyjnych charakteryzują się niskim współczynnikiem zmienności w ocenie stosunku gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obrębie najbliższego sąsiedztwa zmiany. Oznacza to, że otrzymane wyniki w całej badanej populacji mieszczą się w wąskim prze-

dziale. Dotyczy to szczególnie badań rekonstruowanych metodami EMML i OSEM. Może to tłumaczyć widoczną niewielką niezgodność między oceną jakościową, a ilościową.

Natomiast stosunki gęstości zliczeń w obrębie zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obszarze referencyjnym oraz gęstości zliczeń w obrębie najbliższego sąsiedztwa zmiany chorobowej do gęstości zliczeń w obszarze referencyjnym charakteryzują się dużą wartością odchylenia standardowego – w związku z czym różnice między wynikami osiągają gorsze parametry istotności statystycznej.

Otrzymane wyniki pozwalają na dużą dowolność w wyborze metod rekonstrukcji obrazów SPECT.

Wnioski

1. Opierając się na ocenie jakościowej stwierdza się, że wszystkie metody rekonstrukcji są równocenne.
2. Do rekonstrukcji obrazów w badaniu SPECT, opierając się na ocenie ilościowej, można zalecić stosowanie metod ITW, ITCHG i IPC. Obrazy uzyskane po rekonstrukcji innymi metodami (EMML i OSEM) są gorsze.

Dr med. Jacek Lesiak

oś. Sosnówka 11/4

26-060 Chęciny

e-mail: JacekLe@pharmanet.com.pl

Piśmiennictwo

1. Groch MW, Erwin WD. SPECT in the year 2000: basic principles. *J Nucl Med Technol* 2000; 28: 233-44.
2. 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.
3. 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.
4. Królicki L. *Medycyna Nuklearna*. Fundacja im. Ludwika Rydygiera: Warszawa 1996.
5. Bruyant PP. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. *J Nucl Med* 2002; 43: 1343-58.
6. Herman GT, Lent A. Iterative reconstructions algorithms. *Comput Bio Med* 1976; 6: 273-94.
7. Lewitt RM. Reconstruction algorithms: transform methods. *Proc IEEE* 1983; 71: 390-408.
8. Lewitt RM. Alternatives to voxel for image representation in iterative reconstruction algorithms. *Phys Med Bio* 1992; 37: 705-16.
9. Snyder DL, Miller MI. The use of sieves to stabilize images produced with the EM algorithm for emission tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1985; 32: 3864-72.
10. Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imag* 1982; 1: 113-22.
11. Erdogan H, Fessler JA. Ordered subsets algorithms for transmission tomography. *Phys Med Biol* 1999; 44: 2835-51.
12. Schmidlin P, Bellemann ME, Brix G. Subsets and over relaxation in iterative image reconstruction. *Phys Med Biol* 1999; 44: 1385-96.
13. Lange K, Carson R. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1984; 8: 306-16.
14. Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging* 1994; 13: 601-9.
15. Pan TS, Luo DS, Kohli V i wsp. Influence of OSEM, elliptical orbits and background activity on SPECT 3D resolution recovery. *Phys Med Biol* 1997; 42: 2517-29.

Otrzymano 11 września 2006 r.

Przyjęto do druku: 3 stycznia 2007 r.