

^{124}Te Target로 생산된 ^{123}I SPECT 영상에서의 조준기 선택

김희중, 손혜경*, 봉정균**, 남기표, 이희경
울산대학교 의과대학 서울중앙병원 핵의학과, 이과대학 물리학과*, 경기대학교 이과대학 물리학과**

Collimator Selection in ^{124}Te generated ^{123}I SPECT imaging

H.-J. Kim, H. K. Son, J. K. Bong, K. P. Nam, H. K. Lee

Department of Nuclear Medicine, College of Medicine, Department of Physics, University of Ulsan,
Department of Physics, Kyonggi University

ABSTRACT

In the case of ^{123}I from the $^{124}\text{Te}(p,2n)$ reaction, the radionuclidic impurity is the high-energy gamma-emitting ^{124}I , which interferes greatly with nuclear medicine images. The choice of a collimator can affect the quality of clinical SPECT images of [$\text{I}-123$]MIBG or [$\text{I}-123$]IPT. The tradeoffs that two different collimators make among spatial resolution, sensitivity, and scatter were studied by imaging a line source at 5cm, 10cm, 15cm distance using a number of plexiglass sheets between source and collimator, petri dish, two-dimensional Hoffman brain phantom, and Jaszczak phantom after filling with ^{123}I . (FWHM, FWTM, Sensitivity) for low energy ultra high resolution parallel hole(LEUHRP) collimator and medium energy general purpose (MEGP) collimator were measured as (9.27mm, 61.27mm 129CPM/ μCi) and (10.53mm, 23.17mm 105CPM/ μCi), respectively. The image quality of two-dimensional Hoffman brain phantom with LEUHRP looked better than the one with MEGP. However, the image quality of Jaszczak phantom with LEUHRP looked much worse than the one with MEGP. The results suggest that the MEGP is preferable to LEUHRP for SPECT studies of [$\text{I}-123$]MIBG or [$\text{I}-123$]IPT.

서론

파킨슨병 또는 운동장애등과 같이 수용체 분포나 수용체 양의 변동과 관련있는 신경정신질환들의 병태생리를 이해하고 진단하는데 [$\text{I}-123$]IPT^[1,2]가 사용되고 신경내분비종양의 진단에 [$\text{I}-123$]MIBG^[3]가 널리 사용되고 있다. 반감기가 13시간인 ^{123}I 은 여러 종류의 target (^{124}Xe , ^{127}I , 그리고 ^{124}Te)를 이용하여 생산된다. 여기서 중요한 것은 ^{123}I 자체가 다른것이 아니고 ^{123}I 의 순도가 어떤 방법으로 만드느냐에 따라 매우 달라진다는 것이다. 방사성 동위원소의 불순물은 환자의 피폭과 영상의 질에 매우 큰 영향을 미친다(표1). 현재 미국, 캐나다등에서 쓰고 있는 ^{123}I 은 순도가 매우 좋은 ^{124}Xe target를

이용하는데 반해 국내의 ^{123}I 은 순도가 다소 떨어져 24시간 time of expiration의 경우 ^{124}I 가 13.5%에 달할 것이다(표1).

표 1. ^{123}I 만드는 기술들

Table 1. ^{123}I production techniques

Reaction	Radionuclide impurities	at Toc*	at Toe**
$^{124}\text{Xe}(p,2n)^{123}\text{I}$	^{123}I	99.9	99.5
	^{124}I	0.0	0.0
	^{125}I	0.007	0.035
	^{126}I	0.0	0.0
	^{201}Tl	<0.1	0.455
$^{127}\text{I}(p,5n)^{123}\text{I}$	^{123}I	98.4	92.45
	^{124}I	0.0	0.0
	^{125}I	1.6	7.14
	^{126}I	0.0	0.0
	^{201}Tl	<0.1	0.43
$^{124}\text{Te}(p,2n)^{123}\text{I}$	^{123}I	94.0	85.0
	^{124}I	<5.0	13.5
	^{125}I	0.0	0.0
	^{126}I	0.0	0.0
	^{24}Na	<0.5	1.5

* Time of calibration ** Time of expiration

현재 보고된 많은 논문들이 대부분 ^{123}I SPECT 영상을 위하여 low energy collimator를 사용하여 해상도와 민감도의 장점을 얻었다. 몇몇의 국내 논문들은 해상도와 민감도는 다소 떨어지지만 SPECT 영상을 위하여 MEGP(midium energy general purpose) collimator를 이용하였다. 본 연구의 목적은 ^{124}Te target를 이용 생산된 국내의 ^{123}I SPECT 영상을 위하여 LEUHRP(low energy ultra high resolution parallel hole) collimator 또는 MEGP 중 어느 것이 우수한가를 평가한 후 임상에 응용하여 의료의 질을 높이는 것이었다. 평가 기준은 민감도, 공기중 또는 산란매체에서의 해상도, 임상적 환경에서 팬텀을 이용하여 측정한 영상대조도였다.

실험 방법

본 실험을 위하여 LEUHRP 또는 MEGP가 장

착된 삼중헤드 SPECT 카메라(Triad 88, Trionix, Research Lab., Twinsburg, OH)가 이용되었다.

1. 민감도 측정

Petri dish(8.5cm i.d.)에 ^{123}I 1.9mCi(70.3MBq)이 균일하게 혼합된 물 17.83ml을 채운 후 LEUHRP 또는 MEGP의 첫번째 헤드 표면에 놓고 data를 얻었다. data 획득은 159Kev 중심 20%에너지 식별영역, 화소크기 1.78mm인 256×256 매트릭스를 이용 2분간 획득하였다. 민감도는 얻은 counts를 data 획득시간과 ^{123}I 방사능의 세기로 normalization 하여 CPM/ μci 로 계산하였다.

2. 해상도 측정

선선원(1mm i.d., 30cm length)에 ^{123}I 공기중에서 0.72mCi(26.6MBq), 산란매질에서 1.29mCi(47.7MBq)로 채운 후 LEUHRP 또는 MEGP를 이용 공기중인 경우 선선원과 디텍터간 거리 5cm, 10cm, 15cm에서 line spread function(LSF)을 얻었다. 산란매질이 있을 경우 선선원과 디텍터간 거리 10cm 또는 15cm에서 선선원 밑에 총 5cm두께인 8장의 plexiglass판을 놓고 선선원 위로 총 5cm 또는 10cm가 되도록 plexiglass판 8장 또는 16장을 놓고 line spread function(LSF)을 얻었다. Data 획득은 159Kev 중심 20%에너지 식별영역, 화소크기 1.78mm인 256×256 매트릭스를 이용 3.00분간 획득하였다. 상업용 소프트웨어를 이용 각각의 LSF로부터 full width half maximum(FWHM)과 full width tenth maximum(FWTM)을 얻었다.

3. 2-D 호프만 뇌 팬텀 SPECT data

150ml의 물에 I-123 7.95mCi(294.2MBq)를 균일하게 혼합한 후 공기방울이 섞이지 않도록 하여 2-D호프만 팬텀을 채웠다. LEUHRP 또는 MEGP를 이용 2-D호프만 팬텀 SPECT data를 얻었다. Data 획득을 위한 매개 변수는 12.5cm의 회전반경, 159Kev 중심 20%에너지 구별영역, 120개의 투사각, 화소크기 3.56mm인 128×64 매트릭스, step and shoot이었다. 매 투사각마다 30sec로 data를 얻었다. 영상 재구성은 차단주파수 1.4cycles/cm인 Hamming 필터를 이용하였다. 재구성 영상들은 Chang의 감쇠보정방법을 이용 ^{123}I 에 대해 감쇠보정상수 0.075cm^{-1} for LEUHRP, 0.12cm^{-1} for MEGP를 이용하였다. LEUHRP와 MEGP의 비교를 위하여 육안으로 영상을 관찰였다.

4. Jaszczack 팬텀 SPECT Data

물 약 4150ml와 ^{123}I 13.16mCi(486.9MBq)을 균일하게 혼합한 후 Jaszczack 팬텀을 채웠다. 위 2-D 호프만 팬텀과 같은 방법으로 data를 얻은 후 3개의 각각 다른 부위, 바 패턴부위, 냉구 부위, 그리고 균일한 부위를 재구성하였다. LEUHRP와 MEGP를 비교하기 위하여 바 패턴의 대조도, 냉구의 대조도를 관찰한 후 균일한 부위는 LEUHRP와 MEGP에 맞는 감쇠 계수를 찾는데 이용되었다.

결과

LEUHRP와 MEGP의 민감도는 각각 129.37CPM/ μCi 와 104.56CPM/ μCi 로 MEGP의 민감도는 LEUHRP의 80%였다. 공기중에서의 LSF는 육안으로 LEUHRP가 MEGP보다 좋아 보였다. LEUHRP와 MEGP의 FWHM과 FWTM은 표 2와 같다.

표 2. 공기중 5cm, 10cm, 15cm에서 LEUHRP와 MEGP의 FWHM(mm)과 FWTM(mm)

Table 2. FWHM(mm) and FWTM(mm) of LEUHRP and MEGP in air at distance 5cm, 10cm, 15cm

거리	5cm		10cm		15cm	
	FH	FT	FH	FT	FH	FT
LEUHRP	6.13	15.43	7.59	16.29	10.02	19.42
MEGP	6.63	13.54	9.34	17.88	12.36	21.91

거리에 관계없이 LEUHRP의 FWHM값이 MEGP의 FWHM값보다 작아 공기중에서 LEUHRP의 해상도가 MEGP의 해상도보다 우수한 것을 보여준다. 산란매체에서의 LSF는 육안으로 볼 때 peak는 LEUHRP가 MEGP보다 좋아보이나 tail에서는 MEGP가 LEUHRP보다 좋아보인다(그림 1).

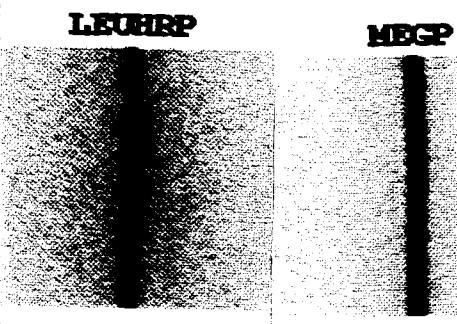


그림 1. LEUHRP와 MEGP의 선선원 영상
Fig. 1. line source images of LEUHRP and MEGP

LEUHRP와 MEGP의 FWHM과 FWTM은 표 3과 같다.

산란매체에서 LEUHRP의 FWHM이 MEGP의 FWHM보다 작아 해상도는 LEUHRP가 우수하나 LEUHRP의 FWTM은 MEGP의 FWTM보다 매우 큰 값을 보여 LEUHRP는 MEGP에 비해 산란과 septal penetration이 매우 큰 것을 보여준다. 2-D 호프만 뇌 팬텀은 LEUHRP가 MEGP에 비해 민감도와 해상도가 다 좋아 보이며(그림 2) 그 이유는 산란현상이 3-D 팬텀에 비해 매우 적은 것 때문으로 생각된다.

2-D호프만 팬텀 영상과는 달리 Jaszczak 팬텀에서는 바 패턴과 냉구 부위 둘다 MEGP의 영상이 LEUHRP의 영상에 비해 해상도와 영상대조도가 매우 좋았다(그림 3). 이는 공기중이나 또는 2-D호프만 팬텀 테이타와는 달리 산란매체에서의 FWTM이 보여준 바와 같이 3-D 팬텀에서는 산란현상이 매우 중요하며 임상적 환경에서 MEGP가 LEUHRP보다 우수함을 보여준다.

¹²⁴Te Target로 생산된 ¹²³I SPECT 영상에서의 조준기 선택

표 3. 산란매체에서 10cm와 15cm에서 LEUHRP와 MEGP의 FWHM과 FWTM
Table 3. FWHM and FWTM of LEUHRP and MEGP at distance 10cm, 15cm in scattering medium

거리 scattering medium	10cm			
	5cm		10cm	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
LEUHRP	8.76	30.17	9.26	61.27
MEGP	10.32	20.45	10.52	23.17
거리 scattering medium	15cm			
	5cm		10cm	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
LEUHRP	10.29	30.73	10.99	63.16
MEGP	13.50	25.21	13.58	29.90



그림 2. LEUHRP와 MEGP의 재구성된 2-D호프만 뇌 팬텀의 영상

Fig. 2. Reconstructed 2-D Hoffman brain phantom for LEUHRP and MEGP

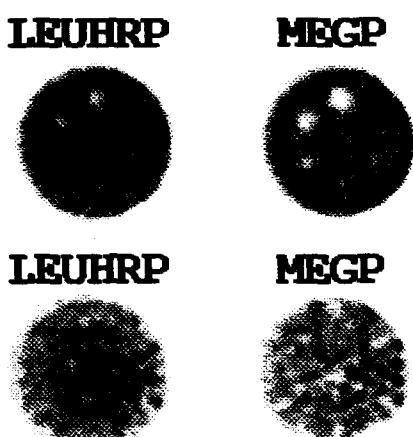


그림 3. LEUHRP와 MEGP의 재구성된 Jaszczak 팬텀 영상 중 냉구 부위와 바 패턴

Fig. 3. Reconstructed Jaszczak phantom data for LEUHRP and MEGP at the level of cold spheres and bar patterns.

결론 및 고찰

외국의 논문들이 보고한 ¹²³I을 이용한 SPECT 연구에서 저 에너지 조준기를 사용한 반면 국내에서는 ¹²³I SPECT 연구에 중 에너지 조준기를 사용하고 있다. 이 결과 약 20%의 민감도와 1-2mm의 해상도의 손실이 있게된다. 가장 큰 원인은 ¹²³I을 생산하기 위해 어떤 종류의 target를 사용하느냐이고 대개 외국에서는 ¹²⁴Xe target을 사용하는데 반해 국내에서는 ¹²⁴Te target을 사용하고 있다. 이 결과 고 에너지인 ¹²⁴I가 ¹²³I와 혼합되어 SPECT 영상의 질을 떨어뜨리는 것으로 생각된다. 본 연구는 ¹²⁴Te target을 이용 생산된 ¹²³I SPECT 영상에서 LEUHRP와 MEGP를 비교하였다. 비교기준은 민감도, 공기중 또는 산란매체에서의 해상도, 2-D 호프만 뇌 팬텀, 또는 Jaszczak 팬텀을 이용한 영상 질과 영상대조도였다. 예상했던대로 민감도 또는 공기중에서의 해상도는 LEUHRP가 MEGP에 비해 우수하였다. LEUHRP는 MEGP에 비해 약 24% 민감도가 높았다. 산란매체에서는 LEUHRP의 FWHM이 MEGP의 FWHM보다 우수하였다. FWTM은 그 반대였고 이는 MEGP가 산란현상이나 septal penetration에 대해 LEUHRP보다 매우 우수한 것을 보여준다. 종합적으로 임상적 환경에서의 영상질은 MEGP가 LEUHRP보다 우수할 것으로 생각된다. 이는 Jaszczak 팬텀의 바 패턴과 냉구 영상에서 볼 수 있듯이 (Fig. 3) MEGP가 LEUHRP 보다 영상대조도나 영상의 질이 매우 우수한 것을 알 수 있다. 이 결과는 ¹²⁴Te target으로 생산된 ¹²³I SPECT 영상에는 MEGP가 LEUHRP보다 우수함을 보여주고 본 연구에서 이용된 방법들은 다른 종류의 동위원소를 사용할 때 최적의 조준기를 선택하는데 이용될 수 있을 것이다.

참고 문헌

- 김희중, 임주혁, 양승오, 류진숙, 최윤영, 이명종, 이희경, "[¹²³I]IPT SPECT를 이용한 도파민 재섭취부 위의 영상화: 반정성적 분석방법을 이용한 정상인과 파킨슨병 환자의 차이", 대한핵의학회지, 30권, 1호, pp.1-11, 1996
- 김상은, 주희경, 이원용, 지대윤, 최용, 이규복, 김병태, 서용섭, 이종두, "정상인과 파킨슨병 환자에서 [¹²³I] β -CIT SPECT를 이용한 도파민 재섭취부 위의 영상화", 대한핵의학회지, 29권, 2호, pp.188, 1995
- N. Watanabe, H. Seto, M. Ishiki, M. Shimizu, M. Kageyama, Y. W. Wu, T. Nagayoshi, Y. Kamisaki, M. Kakishita, "I-123 MIBG imaging of metastatic carcinoid tumor from the rectum", Clinical Nuclear Medicine, 20(4), pp.357-360, 1995
- P. D. Early, D. B. Sodee, "Principles and practice of Nuclear Medicine", Ver. 2, Mosby, 1995
- P. D. Mozley, J. B. Stubbs, H.-J. Kim, W. McElgin, M. P. Kung, S. Meegalla, F. Kung, "Dosimetry of an iodine-123-labeled tropane to image dopamine transporters", J. Nucl. Med., 37,

pp.151-159, 1996

6. R. B. Innis, R. M. Baldwin, E. Sybraska, Y. Zea, M. Laruelle, M. Al-Tikriti, D. Charney, S. Zoghbi, E. Smith, G. Wisniewski, "single photon emission computed tomography with [I-123]CIT", Eur. J. Pharmacol, 200, pp.369-370, 1991
7. L. T. Chang, "A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography", IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-25, pp.638-643, 1978