

Te-124 Target로 생산된 I-123 SPECT 영상에서의 조준기 선택

울산대학교 서울중앙병원 핵의학과*, 이과대학 물리학과**
경기대학교 이과대학 물리학과***

김희중* · 손혜경** · 봉정균*** · 남기표* · 이희경*

= Abstract =

Collimator Selection in Nuclear Medicine Imaging Using I-123 Generated by Te-124 Reaction

Hee-Joung Kim, Ph.D.*, Hye-Kyung Son, B.S.** , Joung-Kyun Bong, B.S.***
Ki-Pyo Nam, B.S.* and Hee Kyung Lee, M.D.*

Department of Nuclear Medicine*, Asan Medical Center, Department of Physics**,
University of Ulsan, Department of Physics***, Kyonggi University, Seoul, Korea

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 [I-123]MIBG, [I-123] β -CIT, or [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, Jaszczak phantom, and three-dimensional Hoffman brain phantom after filling with ^{123}I . (FWHM, FWTM, Sensitivity) for low-energy ultrahigh-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 and three-dimensional Hoffman brain phantom with LEUHRP looked much worse than the one with MEGP because of scatter contributions in three-dimensional imaging situation. The results suggest that the MEGP is preferable to LEUHRP for three-dimensional imaging studies of [I-123]MIBG, [I-123] β -CIT, or [I-123] IPT.

Key Words : Te-124 target; I-123; Collimator selection; SPECT

서 론

파킨슨병 또는 운동장애등과 같이 수용체 분포나
수용체 양의 변동과 관련있는 신경정신질환들의 병태

생리를 이해하고 진단하는데 [I-123]IPT 또는 [I-123] β -CIT^{1, 2)}가 사용되고 신경내분비종양의 진단에 [I-123]MIBG³⁾가 널리 사용되고 있다. 반감기가 약 13시간인 ^{123}I 은 여러 종류의 목표물(^{124}Xe , ^{127}I , 그리고 ^{124}Te)을 이용하여 생산된다. 여기서 중요한 것은 ^{123}I 자체는 같으나 어떤 목표물을 사용하여 ^{123}I 을 만드느냐에 따라 그 순도가 매우 차이가 난다는 사실이

* 이 논문은 일부 동위원소 응용물질 개발연구 연구비지원 (CRAM1-4)과 일부 아산생명과학 연구소 연구비지원(96-127)에 의한 것입니다.

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

다. 방사성 동위원소의 불순물은 환자의 피폭과 영상의 질에 매우 큰 영향을 미치는 요소이다⁴⁾(Table 1). 현재 외국에서 쓰고있는 ^{123}I 은 ^{124}Xe 목표물을 이용 순도가 좋은 ^{123}I 을 생산하는데 반해 국내에서는 ^{124}Te 목표물을 이용 순도가 다소 떨어지는 ^{123}I 을 생산하고 있다. 이 경우 보정시간(time of calibration)과 24시간 만료시간(time of expiration)에 불순물 ^{124}I 이 각각 5%와 13.5%에 달하게된다(Table 1). 현재 발표된 많은 논문들이 대부분 ^{123}I 핵의학 영상을 위하여 저에너지 평행구멍조준기(LEUHRP)를 사용하여 해상도와 예민도의 장점을 얻었다^{5, 6)}. 몇몇의 국내 논문들은^{1, 2)} 해상도와 예민도는 다소 떨어지지만 양질의 핵의학 영상을 위하여 중에너지 일반목적 조준기(MEGP)를 이용하였다. 본 연구의 목적은 ^{124}Te 목표물을 이용하여 생산된 국내의 ^{123}I 핵의학 영상을 위하여 LEUHRP 또는 MEGP 중 어느 것이 핵의학 영상에 우수한가를 평가한 후 임상에 응용하여 의료의 질을 높이는 것이었다. 평가 기준은 예민도, 공기중 또는 산란매체에서의 해상도, 임상적 환경에서 팬텀을 이용하여 측정된 영상대조도였다.

실험 방법

본 실험을 위하여 LEUHRP 또는 MEGP가 장착된 삼중헤드 SPECT 카메라(Triad 88, Trionix Research Lab., Twinsburg, OH)가 이용되었다.

1. 예민도 측정

페트리 접시(8.5cm i.d.)에 ^{123}I 1.9mCi(70.3MBq)가 균일하게 혼합된 물 17.83ml를 채운 후 LEUHRP 또는 MEGP의 첫번째 헤드 표면에 놓고 데이터를 얻었다. 데이터 획득은 159keV 중심20%에너지 식별영역, 화소크기 1.78mm인 256×256매트릭스를 이용하여 2분간 획득하였다. 예민도는 얻은 계수를 데이터 획득시간과 ^{123}I 방사능의 세기로 표준화하여 CPM/ μCi 로 계산하였다.

2. 해상도 측정

선선원(1mm i.d., 30cm length)에 ^{123}I 을 공기중에 서는 0.72mCi(26.64MBq), 산란매질에서는 1.29mCi(47.73MBq)를 채운후 LEUHRP 와 MEGP를 이용하여 공기중인 경우 선선원과 디텍터간 거리 5cm, 10cm, 15cm에서 회선확장기능(LSF)을 얻었다. 산란매질이 있을경우 선선원과 디텍터간 거리 10cm와 15cm에서 선선원 밑에 총 5cm두께인 8장의 폴렉시 유리판을 놓고 선선원 위로 총 5cm와 10cm가 되도록 각각 폴렉시 유리판 8장과 16장을 놓아 LSF를 얻었다. 데이터 획득은 159keV 중심20%에너지 식별영역, 화소크기 1.78mm인 256×256매트릭스를 이용하여 3분간 획득하였다. 상업용 소프트웨어를 이용하여 각각의 LSF로부터 전체반값두께(FWHM)와 전체 1/10값두께(FWTM)를 얻었다.

3. 2-D 호프만 뇌 모형 평면 데이터

150ml의 물에 ^{123}I 7.95mCi(294.15MBq)를 균일하게 혼합한 후 공기방울이 섞이지 않도록 하여 2-D 호프만 모형을 채웠다. 조준기와 모형간의 거리에 따른 해상도를 보기위하여 LEUHRP와 2-D 호프만 모형을 이용 조준기와 모형간의 거리 0cm, 5cm, 10cm, 15cm, 20cm에서 평면 데이터를 얻었다. 데이터 획득을 위한 매개변수는 159keV 중심20%에너지 구별영역

역, 화소크기 1.78mm인 256×256매트릭스이었다.

4. 2-D 호프만 뇌 모형 SPECT 데이터

평면의 경우와 마찬가지로 150ml의 물에 ^{123}I 7.95 mCi(294.15MBq)를 균일하게 혼합한 후 공기방울이 섞이지 않도록 2-D호프만 모형을 채웠다. LEUHRP와 MEGP를 이용 2-D호프만 모형 SPECT 데이터를 얻었다. 데이터획득을 위한 매개 변수는 12.5cm의 회전반경, 159keV 중심20%에너지 구별영역, 120개의 투사각, 화소크기 3.56mm인 126×64매트릭스, 단계별 획득이었다. 매 투사각마다 30sec로 데이터를 얻었다. 영상 재구성은 차단주파수 1.2cycles/cm인 Hamming 필터를 이용하였다. 재구성 영상들은 Chang의 감쇠보정방법을⁷⁾ 이용하여 ^{123}I 의 경우 LEUHRP와 MEGP 조준기에 대해 각각 감쇠보정상수 0.075cm^{-1} , 0.12cm^{-1} 를 이용하였다. 각각의 감쇠보정상수는 아래 5. 제적 모형 SPECT 데이터에서 얻어졌다. LEUHRP와 MEGP의 비교를 위하여 육안으로 영상을 관찰했다.

5. 제적 모형 SPECT 데이터

물 약 4150ml와 ^{123}I 13.16mCi(486.92MBq)를 공

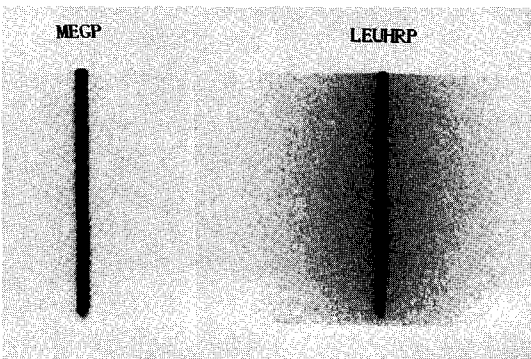


Fig. 2. Line source images of LEUHRP and MEGP.

기방울이 섞이지 않도록 균일하게 혼합한 후 제적 모형을 가득 채웠다. 위 2-D호프만 모형과 같은 방법으로 데이터를 획득한 후 3개의 각각 다른 부위, 즉 바 패턴부위, 냉구 부위, 그리고 균일한 부위를 재구성 하였다. LEUHRP와 MEGP를 비교하기 위하여 바 패턴의 대조도, 냉구의 대조도를 관찰한 후 균일한 부위는 LEUHRP와 MEGP에 맞는 감쇠 계수를 찾는 데 이용되었다. 감쇠 계수를 찾는 기준은 Chang의 감쇠 보정방법을 이용 균일한 부위의 선 프로파일이 평행이 되도록하는 감쇠보정상수로 하였다.

6. 3-D 호프만 뇌 모형 SPECT 데이터

물 약 1150ml와 ^{123}I 16.71mCi(618.27MBq)를 균일하게 혼합한 후 공기방울이 섞이지 않도록 하여 3-D 호프만 모형을 채웠다. 임상환경에서의 산란현상을 포함한 3-D에서의 조준기 비교연구를 위하여 LEUHRP와 MEGP를 이용 3-D 호프만 뇌 모형 SPECT 데이터를 얻었다. 데이터 획득을 위한 매개 변수는 13.5cm의 회전반경, 159keV 중심20%에너지 구별영역, 120개의 투사각, 화소크기 3.56mm인 126×64 매트릭스, 단계별 획득이었다. 매 투사각마다 15sec로 데이터를 얻었다. 영상재구성은 선조체 준위에서 차단주파수 1.0cycles/cm인 Hamming 필터를 이용하였다. 재구성 영상들은 Chang의 감쇠보정방법을⁷⁾ 이용하여 ^{123}I 의 경우 LEUHRP와 MEGP 조준기에 대해 각각 감쇠 보정상수 0.075cm^{-1} , 0.12cm^{-1} 를 이용하였다.

결 과

LEUHRP와 MEGP의 예민도는 각각 129.37 CPM/ μCi 와 104.56CPM/ μCi 로서 MEGP의 민감도가 LEUHRP의 80%였다. 공기중에서의 LSF는 육안으로도 LEUHRP가 MEGP보다 좋아 보였다. LE-

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

거리	5cm		10cm		15cm	
	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM	FWHM	FWTM
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

Table 3. FWHM(mm) and FWTM(mm) of LEUHRP and MEGP at Distance 10cm, 15cm in Scattering Medium

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

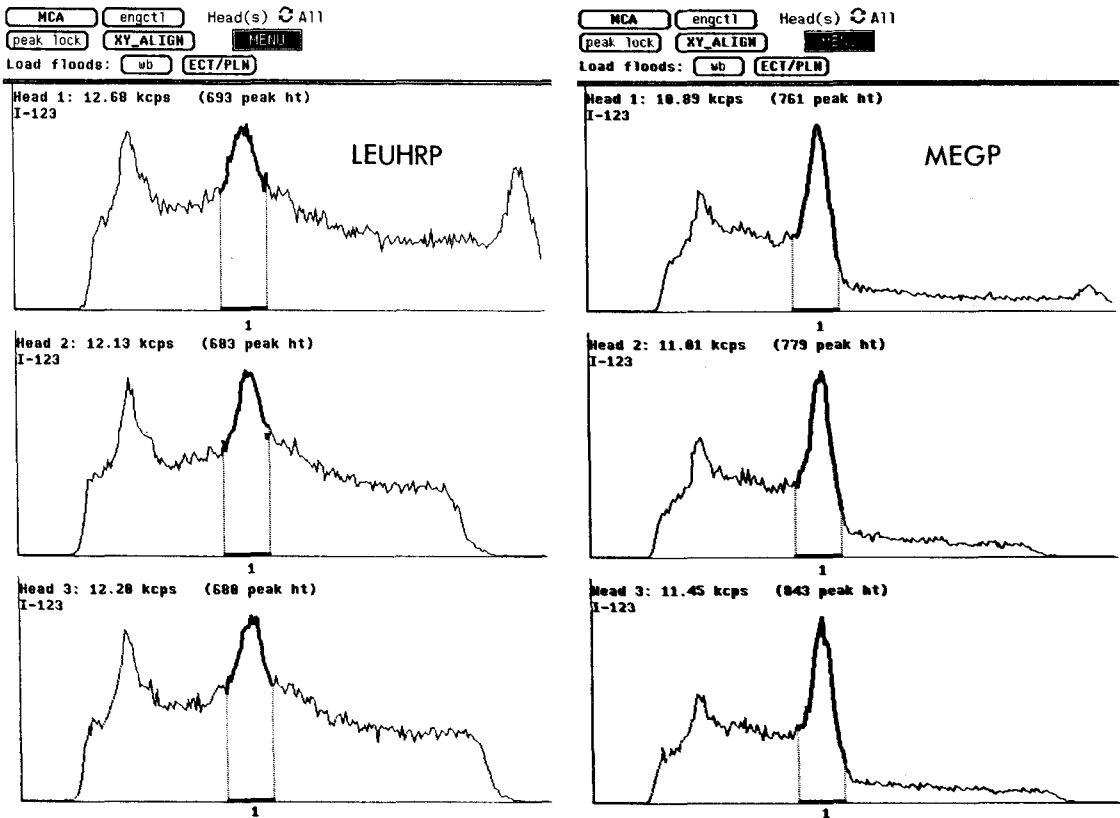


Fig. 2. A typical energy spectrum of LEUHRP and MEGP in 3-D imaging situation.

UHRP와 MEGP의 FWHM과 FWTM은 Table 2와 같다. 거리에 관계없이 LEUHRP의 FWHM값이 MEGP의 FWHM값보다 작아 공기중에서 LEUHRP의 해상도가 MEGP의 해상도보다 우수한 것을 보여주었다.

산란매체에서의 LSF는 육안으로 볼 때 정점은 LEUHRP가 MEGP보다 좋았으나 꼬리에서는 MEGP가 LEUHRP보다 좋았다(Fig. 1). 이때의 LEUHRP와 MEGP의 FWHM과 FWTM은 Table 3과 같

다. 산란매체에서 LEUHRP의 FWHM이 MEGP의 FWHM보다 작아 해상도는 LEUHRP가 우수했으나 LEUHRP의 FWTM은 MEGP의 FWTM보다 큰 값을 보여 LEUHRP는 MEGP에 비해 산란과 충격통과(septal penetration)가 큰 것으로 나타났다.

3-D 호프만 뇌 모형에서 얻은 에너지 스펙트럼은 MEGP가 전반적으로 정점보다 높은 에너지 부분이 매우 적었고 정점이 좋았으며 정점보다 낮은 산란 부분이 상대적으로 적게 보였으나 LEUHRP는 반대로

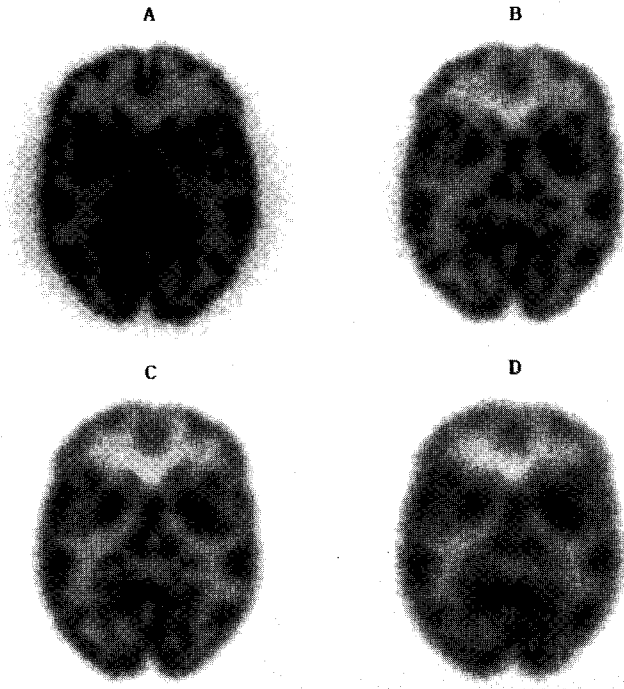


Fig. 3. Planar images of 2-D Hoffman brain phantom at 0(A), 5(B), 10(C), and 20(D)cm.

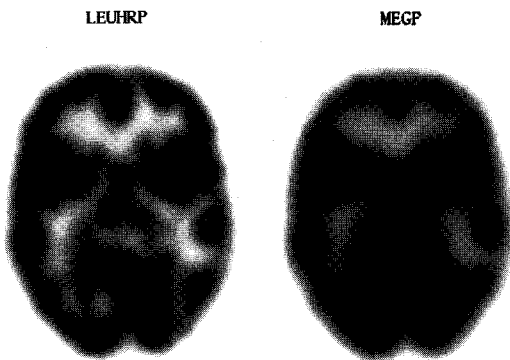


Fig. 4. Reconstructed 2-D Hoffman brain phantom for LEUHRP and MEGP.

정점보다 높은 에너지 부분이 매우 많았고 정점모양이 덜 좋았으며 정점보다 낮은 산란 부분이 상대적으로 많았다(Fig. 2).

2-D호프만 뇌 모형 중 평면영상의 경우 예상했던 바와 같이 거리가 멀어질수록 해상도가 떨어지는것을 관찰할 수 있었으며(Fig. 3) 거리에 따른 민감도는 큰 차이를 보이지 않았다. 한편 SPECT 영상의 경우는

LEUHRP가 MEGP에 비해 민감도와 해상도가 다 좋아 보였다(Fig. 4). 2-D 호프만 모형 영상과는 달리 체적 모형에서는 바 패턴과 냉구 부위 둘다 MEGP의 영상이 LEUHRP의 영상에 비해 해상도와 영상대조도가 좋았다(Fig. 5). 마찬가지로 3-D 호프만 뇌 모형에서도 선조체 준위에서 본 MEGP의 영상이 LEUHRP의 영상에 비해 해상도와 영상대조도가 좋아보였다(Fig. 6).

고 찰

외국의 논문들이 보고한 ^{123}I 을 이용한 SPECT 연구에서 저에너지 조준기^{5, 6, 8)}를 사용한 반면 국내에서는 ^{123}I SPECT 연구에 중에너지조준기^{1, 2)}를 사용하고 있다. 이 결과 약 20%의 에민도와 1-2mm의 해상도의 손실이 있게된다. 가장 큰 원인은 ^{123}I 을 생산하기 위해 어떤 종류의 목표물을 사용하느냐이고 대개 외국에서는 ^{124}Xe 목표물을 사용하는데 반해 국내에서는 ^{124}Te 목표물을 사용하고 있다. 이 결과 고에너지인 ^{124}I 가 ^{123}I 과 혼합되어 SPECT 영상의 질을 떨어

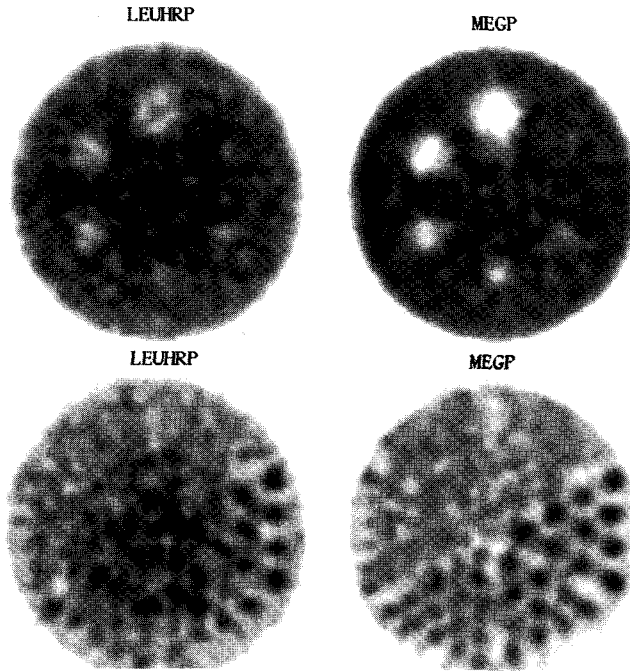


Fig. 5. Reconstructed Jaszczak phantom data for LEUHRP and MEGP at the level of cold spheres and bar patterns.

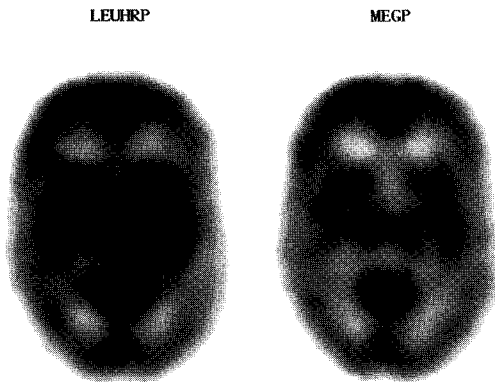


Fig. 6. Reconstructed 3-D Hoffman brain phantom for LEUHRP and MEGP at the level of the basal ganglia.

뜨리는 것으로 생각된다. 본 연구는 ^{124}Te 목표물을 이용하여 생산된 ^{123}I SPECT 영상에서 LEUHRP와 MEGP를 비교하였다. 비교기준은 예민도, 공기중 또는 산란매체에서의 해상도, 2-D호프만 뇌 모형, 제적 모형, 또는 3-D 호프만 뇌 모형을 이용한 영상결과

영상대조도였다. 예상했던대로 민감도 또는 공기중에서의 해상도는 LEUHRP가 MEGP에 비해 우수하였다. LEUHRP는 MEGP에 비해 예민도가 약 24% 높았다. 산란매체에서는 LEUHRP의 FWHM이 MEGP의 FWHM보다 우수하였다. FWTM은 그 반대였고 이는 MEGP가 산란현상이나 중격통과에 대해 LEUHRP보다 매우 우수한 것을 보여준다. 한편 SPECT 영상의 경우에 LEUHRP가 MEGP에 비해 민감도와 해상도가 다 좋아 보인것은(Fig. 4) 산란현상이 3-D 모형에 비해 매우 적은것 때문으로 생각된다. 3-D 호프만 뇌 모형의 경우 선조체 준위에서 본 MEGP의 영상이 LEUHRP의 영상에 비해 해상도와 영상대조도가 좋아보였는데(Fig. 6) 이는 공기중이나 또는 2-D호프만 모형 데이터와는 달리 산란매체에서의 FWTM이 보여준 바와 같이 3-D모형에서는 산란현상이 매우 중요하며 임상적 환경에서 MEGP가 LEUHRP보다 우수함을 보여준다. SPECT 영상에서 감쇠현상은 매우 중요하며 감쇠보정상수를 이용 Chang 방법으로 감쇠에 대한 보정이 가능할 수 있다. 이때 방사성핵종과 조준기에 따른 정확한 감쇠보정상

수를 찾아 Chang 방법에 응용하여야 한다. ^{124}Xe 반응으로 생산된 ^{123}I 의 경우는 0.11cm^{-1} 로 보고된바있다⁸⁾.

본 연구에서는 LEUHRP와 MEGP의 감쇠보정상수는 각각 0.075cm^{-1} 와 0.12cm^{-1} 였다. LEUHRP 감쇠보정상수 0.075cm^{-1} 가 보여주듯이 LEUHRP는 매우 많은 산란성분을 포함하고 있으며 산란성분은 정점에 비해 에너지가 낮으므로 상대적으로 작은 감쇠보정상수를 이용하여야 한다는 것을 보여주고 있다.

한편 최근 조준기 기술의 발달로 예민도와 해상도가 뛰어난 부채빔살 조준기(fan-beam collimator)가 특히 신경영상에 많이 쓰이고 있으나 부채빔살 조준기는 대부분 저에너지용만이 생산되고 있어 본 연구에서는 제외되었으며 앞으로 깊이 있게 연구되어야 할 분야로 생각된다.

결론적으로 임상적 환경에서의 영상질은 MEGP가 LEUHRP보다 우수할것으로 생각된다. 이는 제책 모형의 바 패턴과 냉구영상 또는 3-D 호프만 데이터에서 볼수 있듯이(Fig. 5, 6) MEGP가 LEUHRP보다 영상대조도나 영상의 질이 매우 우수한 것을 알 수 있다. 이 결과는 ^{124}Te 목표물로 생산된 ^{123}I SPECT 영상에는 MEGP가 LEUHRP보다 우수함을 보여준다.

본 연구에서 이용된 방법들은 다른 종류의 동위원소를 사용할때 최적의 조준기를 선택하는데 이용될수 있을 것이다.

요 약

목적: 본 연구의 목적은 Te-124 반응으로 생산된 I-123을 이용하여 표지된 방사약품을 이용할 때 저에너지용 조준기와 중에너지용 조준기가 SPECT에 미치는 영향을 비교 평가하는 것이다.

방법: I-123을 채운 선선원을 이용 선선원과 조준기 사이에 폴락시 유리판을 넣고 조준기로부터 선선원까지의 거리 5cm, 10cm, 15cm에서 영상을 얻었다. 비슷한 방법으로 I-123을 채운 패트리 접시, 2차원 호프만 모형, 3차원 제책 모형, 3차원 호프만 모형을 영상화 하였다. 서로 다른 조준기에서의 장단점을 보기위해 공간해상도, 예민도, 산란성등의 특성이 비교되었다.

결과: LEUHRP와 MEGP대한 FWHM, FWTM, 그리고 예민도는 각각 (9.27mm, 61.27mm, 129CPM/

μCi) 그리고 (10.53mm, 23.17mm, 105CPM/ μCi)였다. 2차원 호프만 뇌 모형의 영상질은 LEUHRP가 MEGP보다 우수하였다. 그러나 3차원 제책모형과 호프만 모형에서의 영상질은 MEGP가 LEUHRP보다 우수하였으며 그 이유는 3차원 영상 조건에서의 산란 영향때문인 것으로 생각된다.

결론: 이상의 결과로 보아 [I-123]MIBG, [I-123] β -CIT, 또는 [I-123]IPT의 3차원 영상 검사를 위하여 MEGP가 LEUHRP보다 우수한 영상을 제공할 것으로 생각된다.

REFERENCES

- 1) 김희중, 임주혁, 양승오, 류진숙, 최윤영, 이명중, 이희경: [^{123}I]IPT SPECT를 이용한 도파민 재섭취부위의 영상화: 반정성적 분석방법을 이용한 정상인과 파킨슨병 환자의 차이. 대한핵의학회지 1996;30(1): 35-46
- 2) 김상은, 이원용, 지대윤, 최연성, 이경한, 최용, 오승준, 김병태: 파킨슨병에서 [^{123}I] β -CIT SPECT를 이용한 도파민 운반체 영상. 대한핵의학회지 1996; 30(1):19-34
- 3) Watanabe N, Seto H, Ishiki M, Shimizu M, Kageyama M, Wu Yw, Nagayoshi T, Kamisaki Y, Kakishita M: I-123 MIBG imaging of metastatic carcinoid tumor from the rectum. Clinical Nuclear Medicine 1995;20(4):357-360
- 4) Early PJ, Sodee DB: Principles and practice of nuclear medicine. Mosby, St. Louis 1995;56
- 5) Mozley PD, Stubbs JB, Kim H-J, McElgin W, Kung MP, Meegalla S, Kung HF: Dosimetry of an iodine-123-labeled tropane to image dopamine transporters. J Nucl Med 1996;37:151-159
- 6) Innis RB, Baldwin RM, Sybriska E, Zea-Ponce Y, Laruelle M, Al-Tikriti M, Charney D, Zoghbi S, Smith E, Wisniewski G: Single photon emission computed tomography with [I-123] β -CIT. Eur J Pharmacol 1991;200:369-370
- 7) Chang LT: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. IEEE Trans Nucl Sci 1978;NS-25:638-643
- 8) Muller-Gartner HW, Wilson AA, Dannals RF, Wagner HN, Jr, Frost JJ: Imaging muscarinic cholinergic receptors in human brain in vivo with SPECT, [I-123]4-iododexetimide, and [I-123]4-iodolevetimide. J Cereb Blood Flow and Metab 1992;12:562-570