

## I-131 SPECT/CT 검사의 에서 조준기 종류에 따른 영상 비교 평가

연세의료원 세브란스병원 핵의학과

김정열 · 김주연 · 남궁혁 · 강천구 · 김재삼

### Comparison of Collimator Choice on Image Quality of I-131 in SPECT/CT

Jung Yul Kim, Joo Yeon Kim, Hyuk Nam-Koong, Chun Goo Kang and Jae Sam Kim

Department of Nuclear Medicine, Severance Hospital, Yonsei University Health System, Seoul, Korea

**Purpose:** I-131 scan using High Energy (HE) collimator is generally used. While, Medium Energy (ME) collimator is not suggested to use in result of an excessive septal penetration effects, it is used to improve the sensitivities of count rate on lower dose of I-131. This research aims to evaluate I-131 SPECT/CT image quality using by HE and ME collimator and also find out the possibility of ME collimator clinical application. **Materials and Methods:** ME and HE collimator are substituted as Siemens symbia T16 SPECT/CT, using I-131 point source and NEMA NU-2 IQ phantom. Single Energy Window (SEW) and Triple Energy Windows (TEW) are applied for image acquisition and images with CTAC and Scatter correction application or not, applied different number of iteration and sub set are reconstructed by IR method, flash 3D. By analysis of acquired image, the comparison on sensitivities, contrast, noise and aspect ratio of two collimators are able to be evaluated. **Results:** ME Collimator is ahead of HE collimator in terms of sensitivity (ME collimator: 188.18 cps/MBq, HE collimator: 46.31 cps/MBq). For contrast, reconstruction image used by HE collimator with TEW, 16 subset 8 iteration applied CTAC is shown the highest contrast (TCQI=190.64). In same condition, ME collimator has lower contrast than HE collimator (TCQI=66.05). The lowest aspect ratio for ME collimator and HE collimator are 1.065 with SEW, CTAC (+) and 1.024 with TEW, CTAC (+) respectively. **Conclusion:** Selecting a proper collimator is important factor for image quality. This research finding tells that HE collimator, which is generally used for I-131 scan emitted high energy  $\gamma$ -ray is the most recommendable collimator for image quality. However, ME collimator is also applicable in condition of lower dose, lower sensitive if utilizing energy window, matrix size, IR parameter, CTAC and scatter correction appropriately. (Korean J Nucl Med Technol 2014;18(1):33-42)

**Key Words :** I-131 SPECT/CT, Collimator choice, Energy window

## 서 론

갑상선암 중 분화가 잘 되는 여포성암이나 유두상암과 같은 분화성 갑상선암의 우선적인 치료방법은 수술적 절제 수술이며 수술 후 방사성요오드 I-131를 이용한 방사성요

오드치료를 통하여 환자의 생존율을 향상시키고 국소 재발과 원격 전이의 발생률을 감소시킨다. 치료 이후 갑상선암의 재발과 전이 여부를 확인하는 추적 관찰 방법으로 혈중 갑상선 글로불린의 측정과 방사성 요오드 전신스캔을 주로 사용한다. 방사성요오드 전신스캔은 요오드 섭취 부위를 영상화하는 방법으로 잔류 갑상선과 분화성 갑상선암의 재발 및 원격 전이 부위를 영상화 할 수 있어서 갑상선암의 추적관찰에 유용하게 이용되고 있다.<sup>1,2)</sup>

방사성요오드 전신스캔 영상은 해부학적인 정보가 부족하여, 발견된 방사성요오드 섭취 부위의 해부학적 위치를

• Received: March 28, 2014. Accepted: April 21, 2014.  
• Corresponding author : **Chun Goo Kang**  
Department of Nuclear Medicine, Severance Hospital, Yonsei University Health System, 50 Yonsei-ro, Seodaemun-gu, Seoul 120-752, Korea  
Tel: +82-2-2228-6053, Fax: +82-2-312-0578  
E-mail: 1009kang@yuhs.ac

과악하기 어려운 경우가 있다. 또한 갑상선암과 관계 없는 비 특이적인 요오드 섭취로 인해 위양성 판정을 할 가능성이 있다.<sup>3)</sup> 이러한 이유로 SPECT/CT 영상이 그 해결책으로 대두되어 왔다. SPECT/CT 영상은 기능적 정보와 해부학적 정보를 동시에 획득하는 방법이다.<sup>4)</sup> 그러나 I-131의 물리학적 성질 때문에 방사성요오드 SPECT는 해상도가 좋지 못하다.

주로 I-131의 영상 검사는 고 에너지(high energy, HE) 조준기가 사용된다. 왜냐하면 주 감마선 에너지가 364 keV 이기 때문이다. 그 이외에도 637, 723 keV의 고 에너지 광자를 방출한다. 고 에너지 감마선은 조준기의 격자를 관통하는 강한 능력을 가지고 있기 때문에 격자투과현상과 산란선의 증가로 영상 품질과 정량적 정확도를 저하시키는 것으로 알려져 있다.<sup>5-7)</sup>

HE 조준기는 중 에너지(medium energy low penetration, MELP) 조준기보다 두꺼운 격자와 낮은 투과도를 가졌다. 이것은 HE 조준기를 사용함으로써 MELP 조준기와 비교하면 격자투과 영향을 줄이고 정량적 정확도를 향상시킬 수 있다. 그러나 HE 조준기는 일반적으로 낮은 공간 해상도를 제공하고 이것은 작은 이상부위의 검출에 불리하고 부분용적평균화 효과의 증가로 인해 정량적 정확도를 저하시킬 수도 있다.<sup>8)</sup>

이 연구에서는 I-131 SPECT/CT 영상에서 MELP 조준기와 HE 조준기 선택에 따른 영상 품질에 대해 평가하였다. 또한 SPECT 영상의 해상도를 향상시키기 위한 CTAC 보정법과 삼중 에너지 창(triple energy window, TEW) 보정법 그리고 재구성 조건 중 iteration과 subset을 다양하게 변화시켜 임상환경에서 최적의 조준기 선택에 대해 알아보고자 한다.

## 실험재료 및 방법

본 연구에서는 임상에서 사용되고 있는 Siemens사의 Symbia T16 SPECT/CT (Siemens Medical Solutions USA, Inc.) 기기를 이용하였다. MELP 조준기의 경우 고 에너지 감마선의 격벽 투과를 감소시키기 위해 일반적인 중 에너지 조준기에 비해 격벽의 두께가 두꺼운 특징이 있다. Table 1은 본 연구에서 사용된 Siemens 사의 MELP 조준기와 HE 조준기의 사양을 나타낸 것이다.

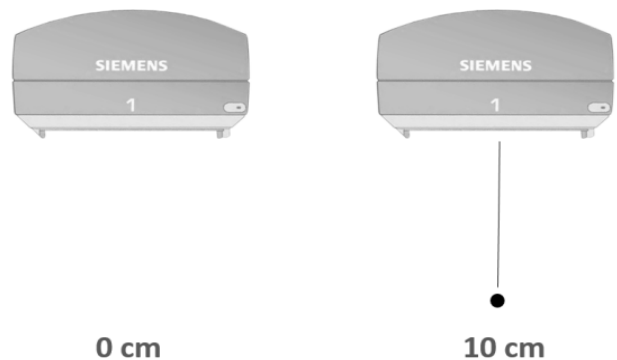
민감도는 I-131 18.315 MBq의 점선원을 이용하여 조준기를 장착한 상태에서 시스템 민감도를 측정하였다. 측정 방법은 조준기와 점선원의 거리를 0과 10 cm 거리에서 각각 10분간 획득하였다(Fig. 1). 매트릭스 크기는 256×256으로 설정하였고 에너지 창은 140 keV에 대하여 15%로 설정하였다. 획득된 순계수율을 점선원의 평균 방사능으로 나눠주어 민감도를 계산하였으며 이를 cps/MBq 단위로 나타내었다.

대조도와 잡음 그리고 영상 왜곡도를 평가하기 위해 NEMA IEC Body phantom을 이용하였다. NEMA IEC Body phantom 내부 주위(background) 방사능을 5.8 kBq/mL의 I-131를 증류수와 함께 교반하여 주입하였고 10, 13, 17, 22, 28, 37 mm와 같이 6개의 구체에는 주위 방사능 농도 대비 4배의 비율로 주입하였다. 영상 획득은 SPECT 영상을 먼저 획득 후 피사체의 움직임 없이 CT 영상 촬영 순서로 진행하였다.

모든 Phantom 실험은 동일한 조건에서 MELP 조준기와 HE 조준기를 각각 장착하여 영상을 획득하였다. SPECT 영상의 획득 조건은 매트릭스 크기 64×64, 에너지 창은 단

**Table 1.** Collimator specification of siemens symbia T16 SPECT/CT

	MELP	HE
Isotope	Ga-67	I-131
Hole Length (mm)	40.64	59.7
Septal Thickness (mm)	1.14	2
Hole Diameter (mm)	2.94	4
Sensitivity @ 10 cm (cpm/μCi)	275	135
System Resolution @ 10 cm	12.5	13.4
Septal Penetration (%)	1.2	3.5



**Fig. 1.** The comparison of Sensitivity (cps/MBq) by collimator type was performed with point source. The I-131 point source to collimator face distance is 0 cm and 10 cm.

일 에너지 창(single energy window, SEW)과 TEW로 설정하였고 획득시간은 40 sec/frame으로 설정하였다. CT 설정은 130 kV, 15 mAs와 CARE dose 4D를 적용하였고 절편 두께는 5 mm, Pitch는 1.2로 설정하였다. 획득된 SPECT 데이터는 반복 재구성 알고리즘 기법인 Flash 3D 방법으로 재구성하였다. SEW로 획득된 데이터는 비 보정 영상과 CTAC를 적용한 영상으로 재구성하였고 TEW로 획득된 데이터는 비 보정 영상, CTAC만 적용한 영상, 산란보정(scatter correction, SC)만 적용한 영상 그리고 CTAC와 SC를 모두 적용한 영상으로 재구성하였다. 재구성 변수 중 iteration과 subset의 적절한 값을 알아보기 위해 subset를 4로 고정한 후 iteration을 1에서10까지 1씩 증가시켜 총 60개의 영상으로 재구성을 하였다. 또한 iteration을 8로 고정한 후 subset를 1, 2, 4, 8, 16으로 각각 설정하여 총 30개의 영상으로 재구성을 하였다.

총 90개의 재구성된 영상을 SIEMENS Syngo 영상처리 장치를 이용하여 측정 및 평가를 하였다. 재구성된 Phantom 영상에 6개의 각 구의 크기에 따라 관심영역을 설정하고 구 이외의 주위에 12개의 백그라운드 관심영역을 설정하였다(Fig. 2).

관심영역을 설정하여 측정된 방사능을 다음과 같은 공식에 대입하여 각 구의 대조도와 백그라운드 잡음을 계산하였다.

$$\text{Hot sphere Percent Contrast (QH)}$$

$$QH = ((CH/CB) - 1) (R - 1) \times 100\%$$

Normalized standard deviation (%NSD)

$$\%NSD = (STD/CB) \times 100\%$$

CH: The mean intensity in the hot sphere ROIs

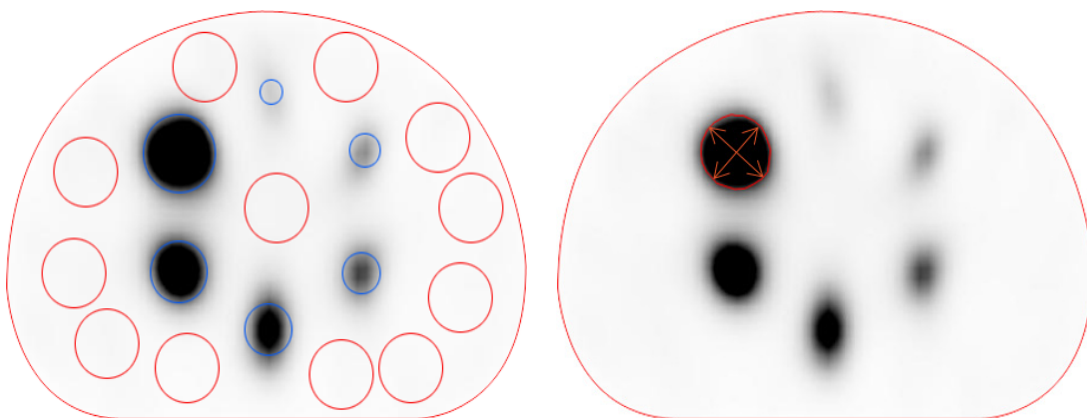
CB: The mean intensity in the background ROIs

R: The true sphere to background activity concentration ratio

STD: The standard deviation in the background ROIs

또한 영상의 왜곡 정도를 평가하기 위해 종횡비(aspect ratio, AR)에 대한 분석을 하였다. 분석방법은 구 중 가장 큰 37 mm 구에서 수직과 수평방향에서의 반치폭의 비율을 측정하여 1에 가까울수록 원에 근접한 형태임을 나타낸다(Fig. 2). 이 AR의 측정은 ImageJ 프로그램을 이용하여 측정되었다.

Phantom 실험의 결과를 토대로 임상 환자에게 적용한 실험을 진행하였다. 2013년 8월부터 9월까지 본원을 내원하여 I-131 방사성동위원소 치료 또는 진단 목적으로 경구 투여 받고 48시간 또는 7일 후 영상검사를 시행받은 환자들을 대상으로 하였다. 대상 환자의 성별은 여성 4명이며 평균 연령은 42±10.5세였다. SPECT와 CT의 획득과 재구성 조건은 Table 2와 같이 설정하였다. 획득된 영상을 영상 품질과 인공물, 잡음 그리고 영상 선예도의 세 부분으로 나누어 핵의학과 판독의 1명과 임상경험이 10년 이상인 방사선사 4명을 대상으로 1에서 4점 척도로 블라인드 테스트를 진행하였다(Table 3).



**Fig. 2.** Overview of the hot sphere and background ROI (Left). The slice through the center of the spheres of the contrast recovery phantom filled with I-131 is shown. Overlaid are the locations of the lung insert (central red ROI), the hot sphere ROI (peripheral red ROI), and 11 of the 55 background ROI of the largest sphere (blue ROI). Example of image distortion of largest hot sphere. Images are central slice of phantom reconstructed using Flash3D method with scatter correction and CTAC (Right).

**Table 2.** Reconstruction parameter of SPECT and CT for verification of collimators choice in clinical study

		MELP	HE
Acquisition	SPECT	Matrix	64×64
		Time per view (sec)	30 or 40
		Energy Window	SEW or TEW
		Rotation Direction	CW
		Number of views	32
		Mode	Step and shoot
		Orbit	Noncircular
	CT	kV	130
		mAs	15
		CARE Dose type	CARE Dose 4D
		Rotation time	1 sec
		Pitch	1.2
		Slice thickness	5.0mm
		Recon type	Flash 3D
Reconstruction	SPECT	subset	SEW : 2 TEW : 4
		iteration	SEW : 4 TEW : 5
	CT	post filter	No
		Recon kernel	B31S medium smooth +

**Table 3.** The four reviewers subjectively graded image quality of each SPECT/CT data by using a three point scale to grade presence of artifacts, noise and image sharpness

Scoring	Image Quality and Artifacts	Noise	Image sharpness
4	Excellent, no artifacts	Almost none	Clear excellent images
3	Good, some diagnostically irrelevant artifacts	Diagnostically irrelevant	Diagnostically irrelevant image blurring
2	Average, diagnostically relevant artifacts	Diagnostically relevant	Diagnostically relevant image blurring
1	Inadequate, marked artifacts	Marked	Inadequate image with blurring

**Table 4.** Mean values for the counts/pixel in the ROI of size 37 mm

Collimator	SEW		TEW			
	CTAC (-), SC (-)	CTAC (+), SC (-)	CTAC (-), SC (-)	CTAC (+), SC (-)	CTAC (-), SC (+)	CATC (+), SC (+)
ME	15.82	52.88	17.97	60.06	14.46	51.61
HE	13.2	42.83	12.89	38.91	11.11	37.49

## 결 과

Table 4는 SPECT/CT 영상에서 민감도를 측정하기 위해 가장 큰 37 mm 구에서 픽셀 당 계수 평균값을 나타냈다. HE 조준기 보다 MELP 조준기가 높은 픽셀 당 계수를 보였고, MELP 조준기에서는 TEW 설정으로 획득하고 CTAC만 적용하여 재구성한 영상에서 가장 높은 값을 나

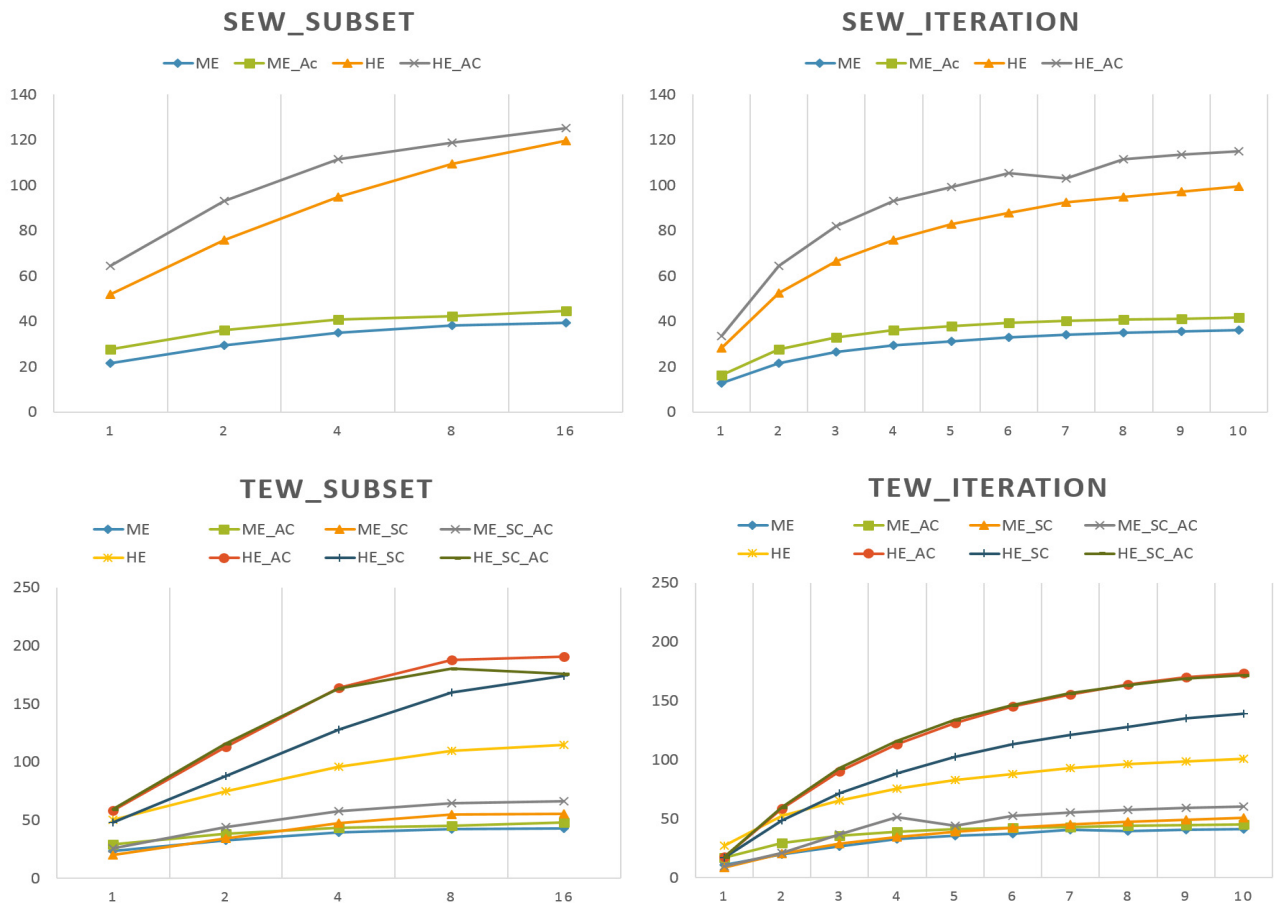
타냈으며 HE 조준기에서는 SEW 설정으로 획득하고 역시 CTAC만 적용한 영상에서 가장 높은 픽셀당 계수를 나타냈다. 또한 시스템 민감도 결과는 Table 5에 나타났다. 조준기와 점선원간 같은 거리에서의 민감도 차이는 0 cm에서 76.16%였고 10 cm에서는 75.38 %였다. MELP 조준기가 HE 조준기보다 높은 민감도를 나타냈다.

**Table 5.** Sensitivity of two collimators

Collimator	Sensitivity (cps/MBq)		%Difference
	0 cm	10 cm	
ME	200	188	6.12
HE	47	46	3.04
%Difference	76.16	75.38	

**Table 6.** Total Contrast quality index (TCQI) for true contrast ratio of 4:1

Collimator	SEW		TEW			
	CTAC(-), SC(-)	CTAC(+), SC(-)	CTAC(-), SC(-)	CTAC(+), SC(-)	CTAC(-), SC(+)	CTAC(+), SC(+)
ME	39.306	44.563	42.677	47.942	55.732	66.059
HE	119.76	125.21	114.73	190.64	173.9	175.7



**Fig. 3.** TCQI for hot ROIs for reconstruction parameter (subset and iteration) in SEW and TEW.

Table 6은 NEMA IEC body phantom의 6개의 구의 대조도를 합친 total contrast quality index (TCQI)를 나타냈다. 에너지 창 및 재구성 조건에 상관없이 MELP 조준기에 비해 HE 조준기가 높은 대조도를 나타냈다. MELP 조준기

는 TEW 설정으로 획득하고 CTAC와 SC를 적용하여 재구성한 영상에서 가장 높은 대조도를 나타냈고(TCQI=66.059), HE 조준기에서는 TEW 설정으로 획득하고 CTAC만 적용한 영상에서 가장 높은 대조도를 나타냈다(TCQI=190.64).

**Table 7.** Noise of two collimators

Collimator	SEW				TEW			
	CTAC (-), SC (-)	CTAC (+), SC (-)	CTAC (-), SC (-)	CTAC (+), SC (-)	CTAC (-), SC (+)	CTAC (+), SC (+)	CTAC (-), SC (+)	CTAC (+), SC (+)
ME	13.36	18.18	22.08	22.56	20.05	18.04		
HE	12.89	13.83	15.17	15.37	20.99	16.58		



**Fig. 4.** Noise for reconstruction parameter (subset and iteration) in SEW and TEW.

영상의 재구성 시 iteration과 subset의 수에 따른 대조도는 iteration과 subset의 수가 증가할수록 대조도가 증가하는 경향을 보였다. MELP 조준기는 HE 조준기 보다 증가하는 편차가 작게 나타났다(Fig. 3).

두 조준기의 잡음 측정에서는 전반적으로 MELP 조준기에서 잡음이 높게 측정되었지만 HE 조준기에서 SEW 설정과 재구성시 CTAC를 적용한 영상 간에는 유의한 차이를 보이지 않았다( $P < 0.05$ ). TEW 설정과 재구성 시 SC만 적용한 영상에서는 두 조준기에서 비슷한 잡음을 나타냈고 SEW 설정과 비 보정 재구성에서 가장 낮은 잡음을 나타냈

다(Table 7).

Fig. 4는 재구성 시 iteration과 subset의 변화에 따른 잡음 비교이다. Iteration과 subset이 증가할수록 잡음이 감소하다 평형을 이루는 경향을 나타냈다. 에너지 초과 상관없이 재구성 변수 중 iteration이 3에서 5 그리고 SEW 설정에서는 subset은 2로 설정했을 때와 TEW 설정에서 subset을 2 또는 4로 설정했을 때 두 조준기 모두에서 가장 낮은 잡음을 나타내는 것을 확인할 수 있다.

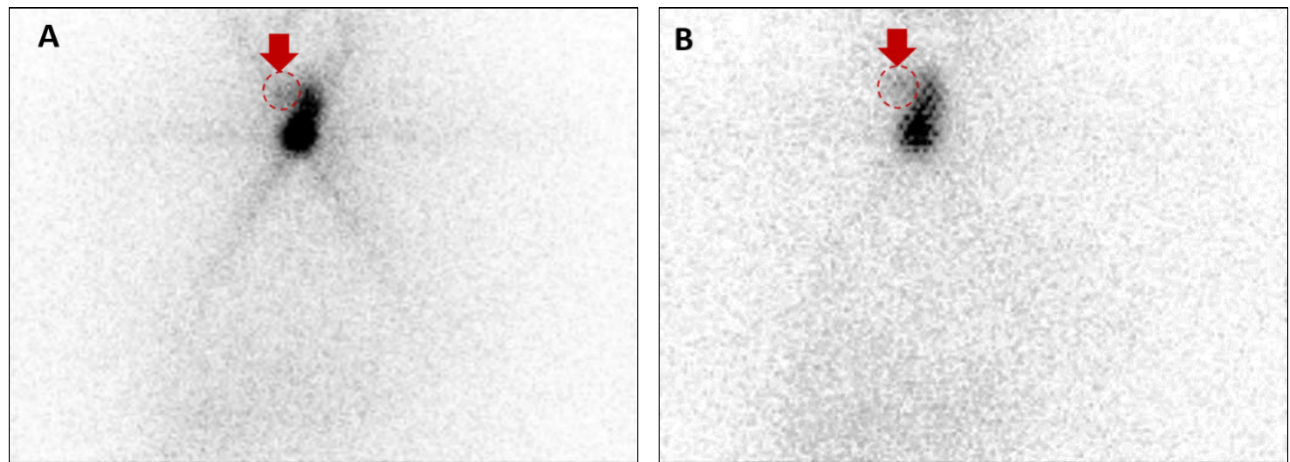
영상 왜곡을 평가하기 위해 측정된 AR 결과는 대체적으로 두 조준기 모두 낮은 AR 값을 나타냈으며 MELP 조준

**Table 8.** Aspect ratio (AR) for hot lesion with 37 mm

Collimator	SEW		TEW			
	CTAC (-), SC (-)	CTAC (+), SC (-)	CTAC (-), SC (-)	CTAC (+), SC (-)	CTAC (-), SC (+)	CTAC (+), SC (+)
ME	1.144	1.065	1.134	1.067	1.162	1.094
HE	1.085	1.038	1.048	1.024	1.064	1.039

**Table 9.** Results of image grading by two collimators choice

	Image Quality and Artifacts	Noise	Image sharpness
ME	1.9	2.27	2.32
HE	2.52	2.77	2.65
P Value	0.109	0.108	0.102



**Fig. 5.** Images of I-131 post therapy scintigraphy in 7 day after radioiodine administrate 5.55 GBq (150 mCi). Images on left were acquired using MELP collimators (A), and those on right were acquired HE collimators (B).

기에서는 SEW 설정과 재구성 시 CTAC 일 때 가장 낮은 값을 나타냈으며 HE 조준기에서는 TEW 설정과 재구성 시 CTAC 일 때 가장 낮은 왜곡도를 나타냈다(Table 8).

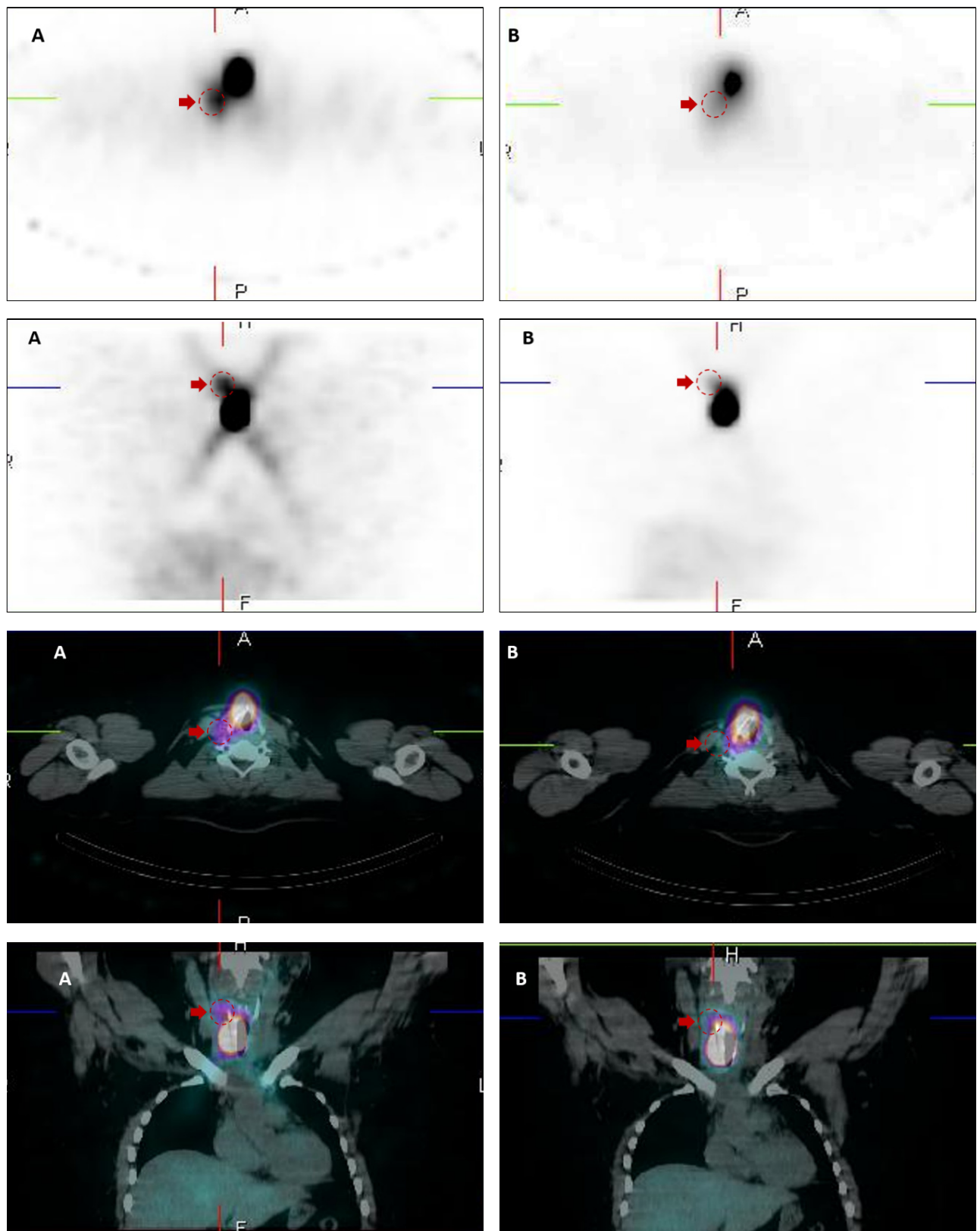
임상 환자에 대한 블라인드 테스트 결과는 Table 9에 나타났다. 영상 품질과 인공물, 잡음 그리고 영상 선예도에서 HE 조준기가 MELP 조준기 보다 높은 경향을 보였지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다( $P < 0.05$ ).

## 고찰

SPECT를 이용하여 획득한 영상을 정성적, 정량적으로 개선시키기 위해 다양한 소프트웨어적인 보정 방법들이 소개되어왔다. 특히, 부가적인 산란에너지 창들에서 획득한 데이터에 선형회귀분석을 실행하여 광 봉우리 에너지 창 안에 있는 산란성분을 추정하여 대조도를 개선시키는 TEW

산란보정 방법이 I-131에 적용할 경우 정량적으로 정확하다는 보고가 있었고 재구성 과정에서 검출기 응답 함수의 3차원 빔 모델링으로 공간해상도의 향상과 잡음 수준의 감소를 동시에 구현 할 수 있다는 새로운 재구성 영상 기법들이 상용화 되었다.<sup>9,10)</sup> 이와 같은 영상 품질을 향상 시키기 위해 유용한 기법들이 나날이 개발되고 발전하고 있지만 I-131 SPECT/CT 에서 HE 조준기의 이용 시 낮은 민감도와 작은 이상부위의 진단능 그리고 균일하지 못한 공간 해상도와 같은 문제점들을 가지고 있다.<sup>11)</sup> 이러한 문제의 해결책으로 이 연구에서는 HE조준기 대신 MELP 조준기를 사용하여 민감도와 공간해상도를 향상시키고 HE 조준기에 비해 MELP 조준기에서 격벽 투과 현상이 증가하게 되며 산란선 발생에 대한 보정을 TEW, CTAC, Flash 3D 기법들을 이용한다면 I-131 SPECT/CT 검사에서 HE 조준기를 대체할 수 있는 유용성을 확인하였다.





**Fig. 6.** SPECT/CT images of I-131 post therapy in 7 day after radioiodine administrate 5.55 GBq (150 mCi). Images on left were acquired using MELP collimators (A), and those on right were acquired HE collimators.



민감도의 실험 결과에서 볼 수 있듯이 HE 조준기보다 MELP 조준기 사용시 민감도가 높아진다는 것을 확인할 수 있다. 즉, MELP 조준기의 사용이 좋은 영상을 얻을 수 있다. 그러나 MELP 조준기를 사용한다면 HE 조준기에 비해 고 에너지 영역의 감마선이 조준기의 격벽을 투과하여 영상 정보에 불필요한 감마선이 획득되는 격자투과현상이 증가하여 영상의 질을 떨어뜨릴 가능성이 높다. 이를 보정하기 위해 TEW 산란보정방법을 이용하였다. 대조도의 경우 SEW 보다 TEW 보정방법이 대조도가 향상된 결과를 보여주었다. Table 4에서 보면 TEW 설정이 MELP 조준기에서 픽셀당 계수가 높게 측정되었다. 이는 격벽 투과로 인한 산란선이 증가하여 계수가 증가할 수 있다는 것을 의미한다. 잡음의 경우는 TEW 보정방법을 사용할 때 높은 경향을 나타냈고 이는 TEW를 이용하여 산란을 제거한 영상은 너비가 좁은 에너지창의 사용으로 인하여 통계적으로 잡음이 높을 수 있다는 보고된 것과 같은 결과를 나타냈다.

CT에 의한 감약 보정의 영향을 살펴보면, 대조도가 향상되고 픽셀당 계수가 증가하였으며 영상 왜곡도가 감소하는 결과를 나타내어 영상의 품질이 개선되었음을 알 수 있다. 하지만 잡음이 증가하는 경향을 나타냈지만 TEW 보정방법을 같이 사용한다면 영상의 품질에 미치는 영향이 미비할 것으로 여겨진다.

대조도 평가에서는 MELP 조준기 보다 HE 조준기가 월등히 높은 값을 보여주었고 이는 MELP 조준기의 고 에너지 감마선의 격벽 투과로 인해 상대적으로 대조도가 낮게 나타났다. CTAC와 TEW 보정방법으로 산란선을 충분히 배제하는데 역부족이라 평가할 수 있다. 이러한 이유로 영상의 왜곡도에서도 MELP 조준기의 산란선으로 인해 HE 조준기 보다 높은 왜곡도를 나타냈다.

Fig. 5는 임상적 평가에서 획득된 환자 영상으로 갑상선암 치료를 위해 5.55 GBq의 I-131로 치료를 진행하였다. A 영상이 ME 조준기로 획득된 영상이고 오른쪽의 B영상이 HE 조준기로 획득한 영상이다. 잔여 갑상선에 높은 생물학적 분포를 보이고 A영상의 경우는 격자투과인공물(septal penetration artifact)이 발생한 것을 알 수 있다. 표시된 부위에 병변으로 의심되는 소견을 나타냈지만 planar 영상에서는 확실하게 확인할 수 없다. SPECT transverse 영상에서 MELP 조준기에서 planar에서 확실치 않던 병변이 확인되었지만 HE 조준기로 획득된 B영상에서는 확인되지

않다(Fig. 6). 이는 작은 병변부위에서의 낮은 계수를 감도가 높은 MELP 조준기에서 잘 발견할 수 있음을 시사하는 것으로 평가할 수 있다. 하지만 임상적 유용성을 평가하기 위해서는 대상 환자 수가 적었으며 이 후 연구를 지속하여 충분한 데이터를 확보할 필요가 있다.

## 결 론

방사성요오드 I-131를 이용한 SPECT/CT 검사 시 HE 조준기와 MELP 조준기에 대한 영상에서의 영향을 알아보고 작은 이상 부위의 낮은 계수를 검출하는데 MELP 조준기의 임상적 적용에 대한 타당성을 검토하고자 하였다. HE 조준기는 MELP 조준기에 비해 대조도가 높게 나타났지만 균일하지 않은 공간해상도와 낮은 민감도로 인해 작은 이상 부위와 낮은 감마선 계수를 나타내는 능력은 미비하였다. 그에 비해 MELP 조준기는 HE 조준기에 비해 민감도가 높았고 잡음과 영상 왜곡도 그리고 임상 환자 영상 평가에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 하지만 고 에너지에 대한 격벽 투과현상이 증가하여 산란선의 영향으로 HE 조준기에 비해 영상의 품질은 저하되었다. 이러한 산란선의 영향의 보정방법으로 TEW 보정방법을 사용하여 대조도가 증가하였으나 산란선의 계수와 함께 일차선의 계수 또한 감소되는 점과 통계적 잡음이 증가하는 단점이 있어 낮은 계수 획득에서는 권장하지 않는다. CT 감쇠보정은 대조도와 민감도 그리고 영상 왜곡도 평가에서 모두 향상되는 결과를 나타냈다. 또한 획득된 데이터의 재구성성의 경우 iteration과 subset의 수가 증가할수록 대조도는 증가하였으며 잡음은 일정 조건에서 감소하다 소폭 증가하는 경향을 나타냈다.

이러한 결과들을 종합하면 환자 선량의 정량적 평가 목적이 아닌 생물학적 분포에 대한 관찰을 목적으로 하고 방사성요오드 I-131 74 MBq에서 1110 MBq 경우투여 받은 환자들을 대상으로 작은 이상 부위의 낮은 계수를 검출하는데 MELP 조준기가 유용하게 이용될 수 있을 것이다. MELP 조준기를 이용할 때는 TEW로 획득하고 재구성 시 CT 감쇠보정과 낮은 iteration과 subset으로 재구성하여야 함을 알 수 있었다. 또한 임상 환경에서는 여러 가지 변수가 존재하므로 각 검사 환경과 판독자의 경향에 따라 적절한 조준기의 선택이 중요할 것이다.

## 요 약

I-131의 주 에너지는 364 keV이고 이차적으로 637과 723 keV의 감마선을 방출한다. 이런 이유로 I-131 핵종을 이용한 검사에서는 일반적으로 고 에너지 조준기를 사용하고 있다. 반면 중 에너지를 과도한 격벽 투과의 영향 때문에 사용이 권고되지 않지만 I-131의 낮은 선량에 대해 계수율의 민감도를 향상시키기 위해 중 에너지 조준기를 사용하기도 한다. 이에 본 연구에서는 I-131 SPECT/CT에서 고 에너지와 중 에너지 조준기를 사용하여 조준기 선택에 대한 영상의 영향을 평가하고자 한다.

I-131 점 선원과 NEMA NU-2 IQ phantom을 이용하여 Siemens symbia T16 SPECT/CT 장비로 중 에너지 조준기와 고 에너지 조준기를 사용하였다. 영상획득은 단일 에너지 창과 삼중 에너지 창으로 각각 적용하여 영상을 획득하였고, 재구성방법은 반복재구성 기법인 Flash 3D를 이용하여 CTAC, Scatter correction 적용 유무와 Iteration과 subset의 횟수를 변경하여 획득된 영상을 재구성하였다. 획득된 영상을 분석하여 두 조준기의 민감도와 대조도 그리고 잡음을 비교 평가하였다.

민감도는 중 에너지 조준기가 고 에너지 조준기보다 높게 나타났다(중 에너지 조준기: 188.18 cps/MBq, 고 에너지 조준기: 46.31 cps/MBq). 대조도는 삼중 에너지 창과 고 에너지 조준기를 사용하고 CTAC를 적용하여 16 subset 8 iteration을 적용한 재구성영상에서 가장 높은 대조도를 나타냈고(TCQI=190.64), 동일한 조건에서 중 에너지를 사용하였을 경우는 고 에너지 조준기에 비해 낮은 대조도를 나타냈다(TCQI=66.05). 잡음평가에서는 고 에너지 조준기보다 중 에너지 조준기에서 높게 나타났다 ( $P<0.001$ ).

적절한 조준기의 선택은 영상의 질에 있어 중요한 사항이다. 본 연구를 통해 고 에너지 감마선을 방출하는 I-131 검사에서는 일반적으로 사용되고 있는 고 에너지 조준기를 사용하는 것이 영상의 질에 있어 가장 권고되는 바이다. 하지만 에너지 창, 매트릭스 크기, 반복 재구성 조건(subset과 iteration 수) 그리고 CTAC 및 scatter correction 여부등과

같은 조건들을 적절히 적용한다면 낮은 선량의 낮은 민감도를 갖는 조건에서는 중 에너지 조준기를 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

## REFERENCES

1. Sawka AM, Thephamongkhon K, Brouwers M, Thabane L, Browman G, Gerstein HC. A systemic review and metaanalysis of the effectiveness of radioactive iodine remnant ablation for well-differentiated thyroid cancer. *J Clin Endocrinol Metab* 2004;89:3668-3676.
2. Mazzaferri EL, Kloos RT. Current approaches to primary therapy for papillary and follicular thyroid cancer. *J Clin Endocrinol Metab* 2001;86:1447-1463.
3. Shapiro B, Rufini V, Jarwan A, Geatti O, Kearfott KJ, Fig LM, et al. Artifacts, anatomical and physiologic variants, and unrelated disease that might cause false-positive whole-body 131-I scans in patients with thyroid cancer. *Semin Nucl Med* 2000;30:115-132.
4. Tharp K, Israel O, Hausmann J, Bettman L, Martin WH, Daitzchman M, et al. Impact of I-131 SPECT/CT images obtained with an integrated system in the follow-up of patients with thyroid carcinoma. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004;31:1435-1442.
5. Dewaraja YK1, Ljungberg M, Koral KF. Characterization of scatter and penetration using Monte Carlo simulation in 131I imaging. *J Nucl Med* 2000;37:123-130.
6. Yuno Dewaraja, Jia Li, Kenneth Koral. Quantitative I-131 SPECT with triple energy window Compton scatter correction. *IEEE transactions on nuclear science* 1998;45:3109-3114.
7. Eran Rault, Stefaan Vandenberghe, Roel Van Hopen, et al. Comparison of image quality of different iodine isotopes (I-123, I-124, and I-131). *Cancer Biother Radiopharm* 2007;22:423-430.
8. Inoue Y, Shirouzu I, Machida T, Yoshizawa Y, Akita F, Minami M, et al. Collimator choice in cardiac SPECT with I-123-labeled tracers. *J Nucl Cardiol* 2004;11:433-439.
9. Knoll P, Kotalova D, Köchle G, Kuzelka I, Minear G, Mirzaei S, et al. Comparison of advanced iterative reconstruction methods for SPECT/CT. *Z Med Phys* 2012;22:58-69.
10. Yuno Dewaraja, Jia Li, Kenneth Koral. Quantitative I-131 SPECT with triple energy window Compton scatter correction. *IEEE transactions on nuclear science* 1998;45:3109-3114.
11. Mah E, Spicer KM. Comparison of Medium- and High-Energy Collimators for 131I-Tositumomab Dosimetry. *J Nucl Med Technol* 2007;35:148-153