

Original Article

산란보정 전, 후의 SPECT 대조도 및 분해능 평가

단국대학교병원 핵의학과, 영상의학과¹
서명덕 · 김영선 · 정요천¹ · 이완규 · 송재범

Evaluation of Contrast and Resolution on the SPECT of Pre and Post Scatter Correction

Myeong Deok Seo, Yeong Seon Kim, Yo Cheon Jeong¹, Wan Kyu Lee and Jae Beom Song
Department of Nuclear Medicine and ¹Radiology, Dankook University Hospital

Purpose: Because of limitation of image acquisition method and acquisition time, scatter correction cannot perform easily in SPECT study. But in our hospital, could provide to clinic doctor of scatter corrected images, through introduction of new generation gamma camera has function of simple scatter correction. Taking this opportunity, we will compare scatter corrected and non-scatter corrected image from image quality of point of view. **Materials and Methods:** We acquire the 'Hoffman brain phantom' SPECT image and '1mm line phantom' SPECT image, each 18 times, with GE Infinia Hawkeye 4, SPECT-CT gamma camera. At first, we calculated each contrast from axial slice of scatter corrected and non-scatter corrected SPECT image of 'Hoffman brain phantom'. and next, calculated each FWHM of horizontal and vertical from axial slice of scatter corrected and non-scatter corrected SPECT image of '1mm line phantom'. After then, we attempted T test analysis with SAS program on data, contrast and resolution value of scatter corrected and non-scatter corrected image. **Results:** The contrast of scatter corrected image, elevated from 0.3979 to 0.3509. And the resolution of scatter corrected image, elevated from 3.4822 to 3.6375. *p* value were 0.0097 in contrast and <0.0001 in resolution. We knew the fact that do improve of contrast and resolution through scatter correction. **Conclusion:** We got the improved SPECT image through simple and easy way, scatter correct. We will expect to provide improved images, from contrast and resolution point of view. to our clinic doctor. (Korean J Nucl Med Technol 2010;14(1):127-132)

Key Words : Scatter correction, Contrast, Resolution

서 론

영상의 질을 향상시키기 위한 핵의학 관련 종사자들의 다각적인 노력으로 영상의 질이 과거보다 비약적으로 개선되고 있다. 하지만 영상의 질을 개선시키려는 노력이 단지 실험적인 결과보다는 환자에게 바로 적용될 수 있는 실질적인 질 개선으로 이어져 임상 의에게 제공되어야 한다는 과제는 여전히 숙제다. 영상의 질을 향상시키기 위한 다양한 방법들

중에서 우리가 익히 알고 있는 실험적인 방법들 또한 영상의 질 개선에 도움은 되지만, 임상에서 적용하기에는 다소 현실적인 어려움이 있는 것이 사실이다.

우리는 산란보정을 하여 재구성한 SPECT 영상이 보정하지 않았을 때에 비하여 영상의 대조도와 분해능이 개선된다는 사실은 잘 알고 있다.^{1,2)} 산란보정 방법들에는 산란분획이 일정하다는 가정 하에 산란함수를 적용, 영상을 중첩시켜 산란성분을 측정하여 보정하는 중첩감산법과 광절정 창과 이를 중심으로 양쪽으로 인접한 영역에 2개의 부 에너지 창을 설정하고, 부 에너지 창에서 획득한 계수를 광절정 창에서 획득한 계수에서 감산해주는 삼중에너지창법이 있다. 그리고 산란 창에서 얻어지는 광자들이 광절정 창에서 얻어지는 광자들에 포함되어 있는 산란성분과 상관관계를 가진다는 가정 하에 광절정 창과 이와 인접한 영역의 산란 창으로부

• Received: April 12, 2010. Accepted: April 26, 2010.
• Corresponding author: **Jae Beom Song**
Department of Nuclear Medicine, Dankook University Hospital,
Anseo-dong, Dongnam-gu, Cheonan, Chungnam, Korea
Tel: +82-41-550-6956, Fax: +82-41-550-6955
E-mail: jbsong@dkuh.co.kr

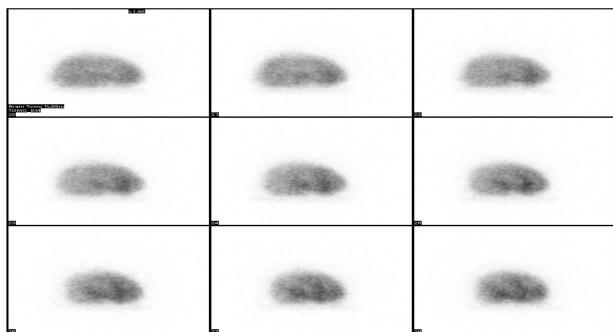


Fig. 1. Raw data of Hoffman Brain Phantom acquired with 140 keV $\pm$ 10% window photo peak.

터 얻은 광자에 상관계수를 곱해 감산해주는 이중에너지창 감산법이 있다.³⁻¹⁰⁾ 이들 방법의 경우, 기존의 감마카메라로는 영상 획득 및 처리, 처리시간 등의 이유로 인해 검사실에서 시행하는데 한계가 있다.

본원의 경우에도 마찬가지로의 이유로 산란보정을 거쳐 재구성한 SPECT 영상을 임상자에게 제공하지 못해오던 터였다. 하지만 감마카메라를 교체하면서 간단히 설정을 바꾸는 것 만으로도 산란보정이 가능함을 알게 되었고, 따라서 기존의 감마카메라로 시도하기 어려웠던 산란보정 후 재구성 SPECT 영상을 획득할 수가 있게 되었다.

본 연구에서는 감마카메라 제조사에서 제공하는 영상획득 조건 중에서 산란보정이 가능하도록 조건을 바꿔 획득한 raw 데이터를 가지고 재구성한 SPECT 영상의 대조도 및 분해능에서 통계적으로 유의한 긍정적 변화가 있는가를 알아보고자 하였다. 또한 정말 변화가 있는가를 실험을 통해 확인하고, 산란보정 후의 대조도 및 분해능 변화 수준이 영상의 질 개선으로 이어질 수 있는가도 확인하고자 하였다.

실험재료 및 방법

1. 사용재료

GE Infinia Hawkeye4 감마카메라(GE Medical Systems, Israel)

저에너지 고해상도조준기(LEHR collimator)

GE Xeleris Functional Imaging Workstation

Hoffman Brain Phantom

1 mm Line Phantom

원통형 Water Phantom

SAS System(통계프로그램)

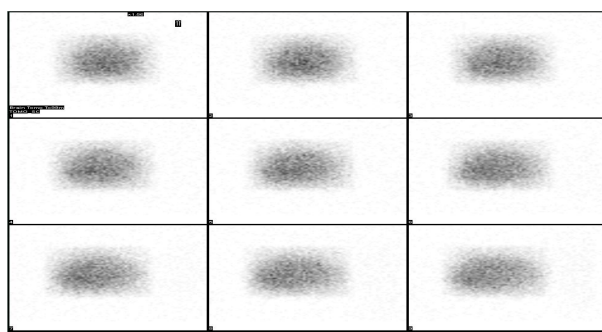


Fig. 2. Raw data hoffman Brain Phantom acquired with 120 keV $\pm$ 10% window photo peak.

2. 대조도 평가

1) 실험방법

2 mCi의 ^{99m}Tc 을 물과 함께 Hoffman Brain Phantom에 주입하고 물과 ^{99m}Tc 이 충분히 섞이게 흔들어준 다음 GE Infinia Hawkeye 4 감마카메라의 table 정중앙에 오게 하였다. 그런 다음 LEHR collimator를 장착하고 환자의 Brain Perfusion SPECT를 시행할 때와 동일한 영상 획득방법과 분석방법을 따르는데, 영상 획득옵션을 기존 환자영상획득 프로토콜대로 하였다. 기존 Brain Perfusion SPECT 환자영상획득 프로토콜 영상획득옵션 중에서 영상획득각도, 시간, matrix size는 그대로 두고, 영상획득 photo peak window를 140 keV $\pm$ 10% 영상 획득창, 120 keV의 $\pm$ 5%의 산란창을 열어 동시에 영상을 획득하였다. 동시에 획득된 각각의 raw데이터는 Fig. 1 및 Fig. 2와 같다. 이후 동일한 방법으로 Hoffman Brain Phantom의 SPECT를 총 18회 시행하였다.

2) 분석방법

Hoffman Brain Phantom에 대해 총 18회에 걸쳐 두 가지의 photo peak raw 데이터를 얻었다. 그리고 GE Xeleris Functional Imaging Workstation을 이용하여 산란보정을 하지 않은 Hoffman Brain Phantom 횡단면 재구성영상(Fig. 3)과 산란보정을 한 Hoffman Brain Phantom 횡단면 재구성영상(Fig. 4)을 만들었다. 그리고 다시 Hoffman Brain Phantom 재구성 횡단면 영상의 가운데 부분, 즉 인체에 적용 한다면 전두엽피질 중앙부와 시상하부에 해당하는 위치에 관심영역을 설정하였다(Fig. 5, 6). 해당 관심영역의 계수치 중에서 전두엽피질 중앙부에 해당하는 위치의 계수치를 F, 시상하부에 해당하는 위치의 계수치를 B라 하고, 아래 수식을 사용하여 두 관심영역간의 대조도를 구했다.

$$\text{대조도 (Contrast)} = \frac{F-B}{F+B}$$

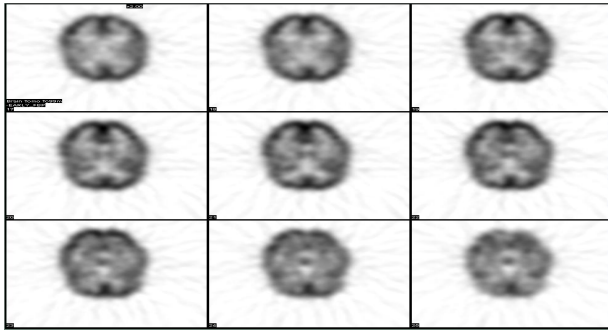


Fig. 3. Reconstructed transverse images of Hoffman Brain Phantom without scatter correction

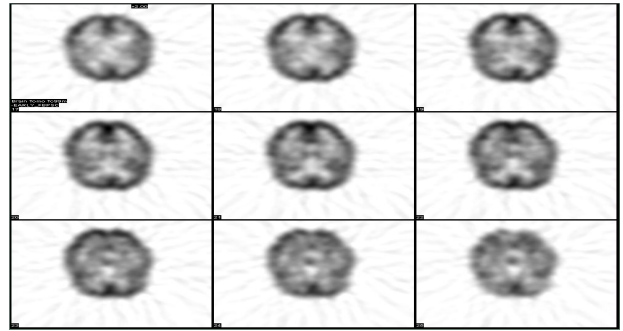


Fig. 4. Reconstructed transverse images of Hoffman Brain Phantom with scatter correction

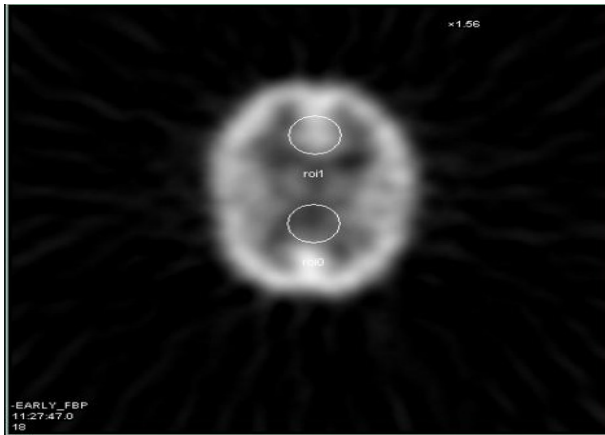


Fig. 5. Analysis ROI without scatter correction

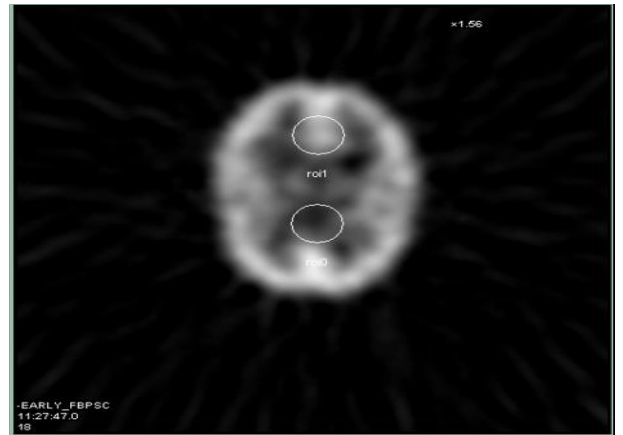


Fig. 6. Analysis ROI with scatter correction

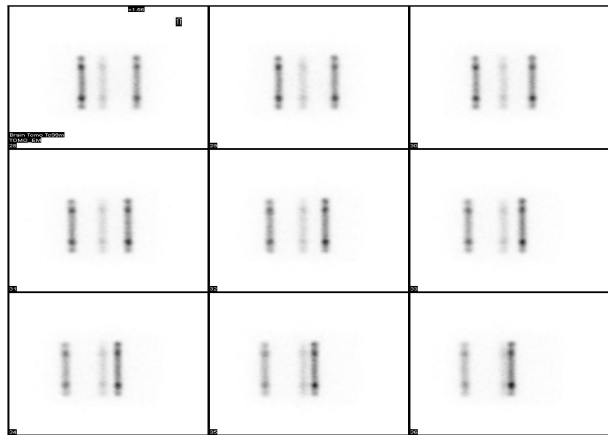


Fig. 7. Raw data of Line Phantom acquired with 140 keV±10% window photo peak.

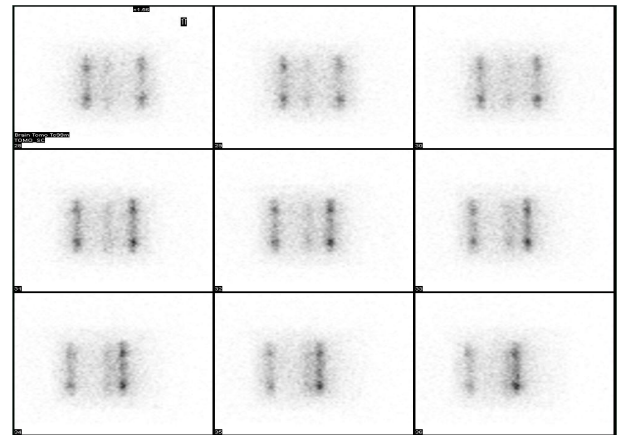


Fig. 8. Raw data of Line Phantom acquired with 120 keV±10% window photo peak.

3. 분해능 평가실험

1) 실험방법

^{99m}Tc 0.5 mCi/cc가 되게 준비한 2 cc 주사기를 이용하여 line phantom의 1 mm 관에 채우고, line phantom을 다시 원통형 water phantom 내부에 장착한 후에 물을 가득 채웠다. 그리고 다시 GE Infinia Hawkeye 4 감마카메라의 table 정

중앙에 놓았다. 그런 다음 LEHR colimator를 장착하고, 본 병원의 Brain Perfusion SPECT를 시행할 때와 동일한 영상 획득 프로토콜로 영상을 얻었다. 대조도 평가실험 때와 마찬가지로 영상획득 photo peak window를 140 keV±10%로 설정하여 획득한 raw 데이터(Fig. 7)와 120 keV의 ±5%의 창으로 설정하여 획득한 raw 데이터(Fig. 8)을 동시에 획득하였

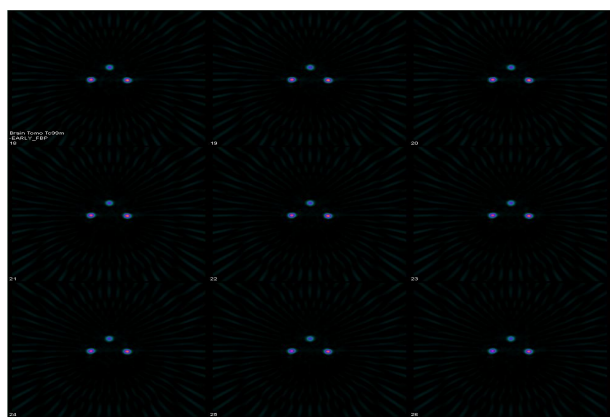


Fig. 9. Reconstructed transverse images of Line Phantom without scatter correction

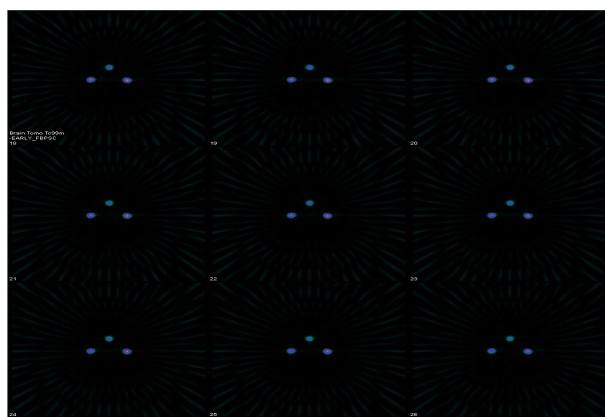


Fig. 10. Reconstructed transverse images of Line Phantom with scatter correction

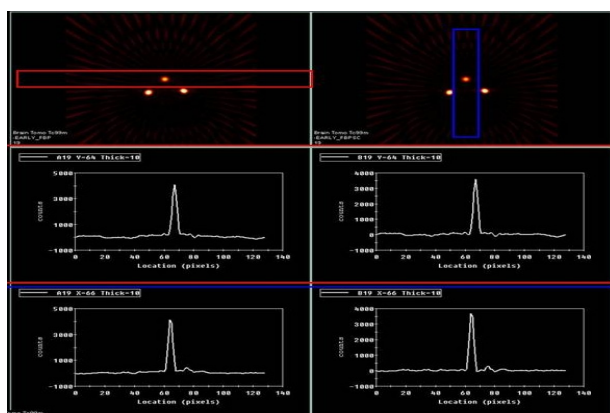


Fig. 11. Horizontal FWHM and Vertical FWHM acquired with line profile

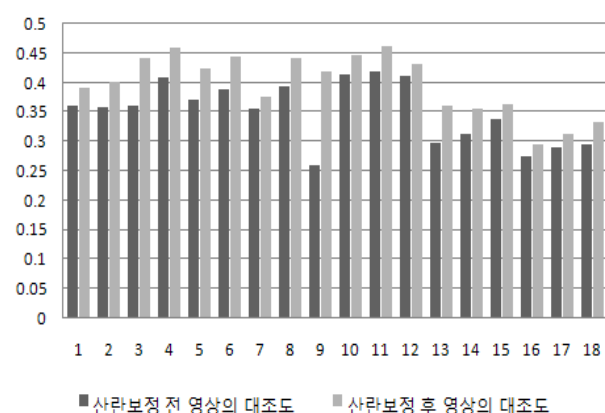


Fig. 12. Comparison of contrast with and without scatter correction

Table 1. Comparison of contrast with and without scatter correction

	평균	표준편차	t Value	Pr> t
산란보정 전 영상 대조도	0.3509	0.0514	-2.74	0.0097
산란보정 후 영상 대조도	0.3979	0.0515		

다. 이 같은 방법은 총 18회 시행하였다.

2) 분석방법

총 18회에 걸쳐 Line Phantom이 내부에 장착된 원통형 water phantom에 대해 두 가지의 photo peak raw 데이터를 얻었다. 그리고 GE Xeleris Functional Imaging Workstation을 이용하여 Fig. 9 및 10과 같이 산란보정을 하지 않은 일반적인 재구성 횡단면영상과 산란보정을 한 재구성 횡단면영상을 얻었다. phantom 중앙부에 해당하는 레벨의 횡단면 분석점에 선 프로파일을 적용하여 수평면과 수직면의 반치폭 (FWHM)을 각각 구하였다.

결 과

1. 대조도 평가실험

1) 실험결과

Hoffman brain phantom 재구성 영상의 횡단면 분석면으로부터 얻은 대조도는 산란보정을 하지 않은 경우, 최저 0.26에서 최고 0.419였으며 평균 0.3509이었다. 그리고 산란보정을 한 영상의 대조도는 최저 0.295에서 최고 0.462이었으며 평균은 0.3979였다(Fig. 12).

2) 통계분석

산란보정을 하지 않은 영상과 산란보정을 한 영상의 대조도간의 통계적 유의한 차이를 알아보기 위하여 SAS 통계분

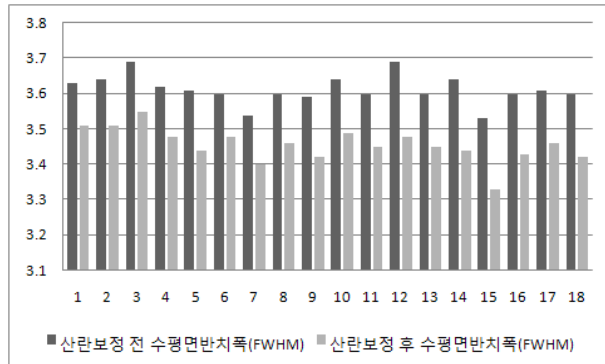


Fig. 13. Comparison of horizontal FWHM with and without scatter correction

석 프로그램의 t -test 검정을 실시하였으며, 유의수준을 0.05로 하였을 때, p 값이 0.0097로 산란보정을 하지 않은 영상과 산란보정을 한 영상간의 유의한 차이가 있음을 알게 되었다. 산란보정을 하지 않은 영상의 대조도 평균이 0.3509, 산란보정을 한 영상의 대조도 평균이 0.3979로, 영상의 대조도가 좋아졌음을 알 수 있었다.

2. 분해능 평가실험

1) 실험결과

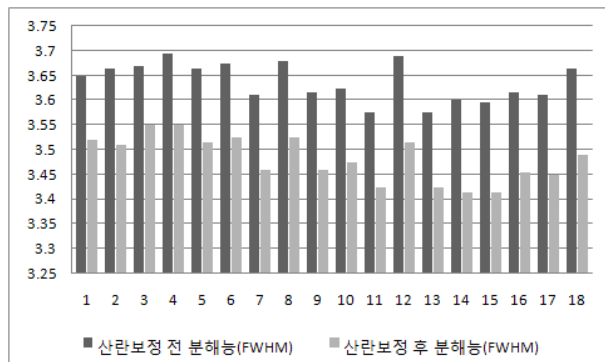


Fig. 15. Comparison of resolution (FWHM) with and without scatter correction

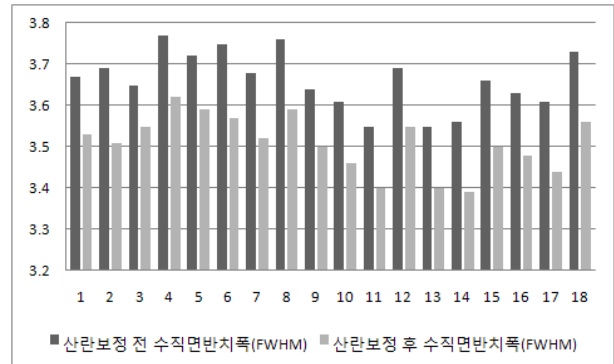


Fig. 14. Comparison of vertical FWHM with and without scatter correction

산란보정을 하지 않았을 때, 재구성영상의 수평면 반치폭은 최저 3.53에서 최고 3.69이었으며, 수직면 반치폭은 최저 3.55에서 최고 3.77이었다. 그리고 수평면 반치폭과 수직면의 반치폭을 합친 분해능은 최저 3.575에서 최고 3.695였다. 산란보정을 한 재구성영상의 수평면 반치폭은 최저 3.33에서 최고 3.55였으며 수직면 반치폭은 최저 3.39에서 최고 3.62이었다. 수평면 반치폭과 수직면의 반치폭을 합친 분해능은 최저 3.415에서 최고 3.55였다.

2) 통계분석

산란보정을 하지 않은 영상과 산란보정을 한 영상의 분해능의 통계적 유의한 차이 여부를 알아보기 위하여 SAS 통계 분석 프로그램의 t -test 검정을 실시하였다. 유의수준을 0.05로 하였을 때, p 값이 수평면 반치폭, 수직면 반치폭, 모두에서 0.001 이하로, 산란보정을 하지 않은 영상과 산란보정을 한 영상간의 유의한 차이가 있음을 알게 되었다. 산란보정을 하지 않은 영상의 분해능 평균이 3.6375, 산란보정을 한 영상의 분해능 평균이 3.4822로, 영상의 분해능 역시 좋아졌음을 알 수 있었다.

결론

Table 2. Comparison of resolution (FWHM) with and without scatter correction

	평균	표준편차	t Value	Pr > t
산란보정 전 수평면반치폭(FWHM)	3.6128	0.0407	10.5	<.0001
산란보정 후 수평면반치폭(FWHM)	3.4556	0.0048		
산란보정 전 수직면반치폭(FWHM)	3.6622	0.0692	6.64	<.0001
산란보정 후 수직면반치폭(FWHM)	3.5089	0.0694		
산란보정 전 분해능(FWHM)	3.6375	0.0395	10.9	<.0001
산란보정 후 분해능(FWHM)	3.4822	0.0458		

오늘날 핵의학 의료장비를 이용한 영상의 경우, 현직에 있는 핵의학 관련종사자들의 부단한 노력으로 영상의 질이 비약적으로 발전한 것임은 두말할 나위 없다. 이번 실험을 통해 안 사실은 영상의 질 개선에 있어서 어렵고 복잡한 방법을 써서 개선시키려는 노력도 중요하지만, 사용자의 관심만 있다면 간단한 설정변경만으로도 영상의 질 개선이 가능하다는 점이다. 핵의학 의료장비를 사용하는 우리 사용자들의 관심과 영상의 질을 개선시키려는 노력은 실질적으로 나은 영상을 임상자에게 제공하게 되어 결국 환자에게 도움이 되게 마련이다.

비록 어렵고 복잡한 산란보정방법을 이용하지 않더라도 핵의학 영상장비의 발전으로 제조사에서 제공하는 설정들을 간단히 변경하는 것만으로도 산란보정 SPECT 재구성 영상을 얻을 수 있어 대조도와 분해능이 개선된 영상을 임상자에게 제공할 수 있다고 본다. 향후 영상획득방법의 세밀화를 통해 영상의 질적 향상을 기대할 수 있을 것으로 사료가 된다.

요 약

물리화적인 측면에서 감마카메라를 이용한 SPECT 검사에서 산란보정을 하였을 때 영상대조도와 분해능이 개선되어 진다고 흔히들 알고는 있지만 임상에서의 산란보정 적용은 영상의 획득과 처리, 방법과 처리시간 등의 이유로 인해 쉽게 이루어지지 못하는 것이 사실이다. 본원에서는 새로운 감마카메라 기종의 도입으로 간단하게 산란보정이 가능해져 임상자에게 보정영상을 제공할 수 있게 되었다. 이에 산란보정 전후 영상의 질을 지표로 통해 평가함으로써 객관적인 비교를 해보고자 하였다.

GE Infinia Hawkeye 4 감마카메라를 이용한 호프만 뇌팬텀 SPECT 영상과 1 mm 선 선원팬텀의 SPECT영상을 각각 18회씩 획득하였다. 먼저, 물을 채운 호프만 뇌팬텀의 산란보정 전과 후의 단축단면상으로부터 대조도를 구하였으며, 다음으로는 1 mm 선 선원팬텀에 물을 채워 산란보정 전과 후의 단축단면상의 선프로파일로부터 수평과 수직의 반치폭(FWHM)을 구하였다. 그리고 구해진 산란보정 전후의 대조도와 분해능 값들을 SAS system을 이용하여 *t*-test 검정을 시행하여 분석하였다.

호프만 뇌팬텀 SPECT 영상의 산란보정 후 대조도 평균은 0.3979로 보정전 0.3509에 비해 향상되었으며, 물을 채운 1 mm선 선원팬텀의 수평과 수직 반치폭 평균은 보정 후 3.4822로 보정 전 3.6375로, 보정 후에 향상되었다. *p*값은 대조도에서 0.0097, 분해능에서 <0.0001로 나타났다. 대조도 분해능 모두의 경우 산란보정 이후에 다소 개선됨을 알게 되었으며, *p*값 또한 유의하다는 결과를 얻었다.

기존처럼 어렵고 복잡한 산란보정방법을 이용하지 않더라도 장비제조사에서 제공하는 기본적인 설정변경만으로 산란보정된 SPECT 영상을 얻을 수 있었다. 간편하게 시행할 수 있는 산란보정방법이 등장함에 따라, 대조도와 분해능이 개선된 영상을 임상자에게 제공할 수 있음은 물론, 영상의 질적 향상을 기대할 수 있을 것으로 사료가 된다.

REFERENCES

1. 고창순. 핵의학. 제2판, *고려의학* 1997.
2. 송재범 편역, SPECT. *대한핵의학기술학회* 2001.
3. Ljungberg M, Msaki P, Strand S-E. Comparison of dual-window and convolution scatter correction techniques using the Monte Carlomethod. *Phys Med Biol* 1990;8:1099-110.
4. Floyd CE, Jaszack RJ, Greer KL, Coleman RE. Deconvolution of Compton scatter in SPECT. *J Nucl Med* 1985;26:403-8.
5. Masaki B, Axelsson B, Laesson SA. Some pysical factors influencing the accuracy of convolution scatter correction in SPECT. *Phys Med Biol* 1988;34:283-98.
6. Ljungberg M, King MA, Hademenos GJ, Strand S-E Comparison of four scatter correction methods using Monte Carlo simulated source distribution. *J Nucl Med* 1994;35:143-51.
7. Jaszack RJ, Greer KL, Floyd CE, Hariss CC, Coleman RE. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J Nucl Med* 1984;25:893-900.
8. King MA, Hademenos GJ. Dual photopeak window method for scatter correction. *J Nucl Med* 1993;33:605-13.
9. Koral KF, Swailem FM, Buchibinder S, Clinthorne NH, Rogers WL, Tsui BMW. SPECT dual-energy-window compton correction: scatter multiplier reauired for quantification. *J Nucl Med* 1990; 31:90-8.
10. Ogawa K, Harata H, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto SA, Practical method for position dependent compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Imag* 1991; 10:408-12.