

게이트 Tc-99m 심근관류 SPECT에서 산란보정이 심근관류 및 좌심실기능평가에 미치는 영향

전남대학교병원 핵의학과

정환정 · 손혜경 · 범희승

Effects of Scatter Correction on the Assessment of Myocardial Perfusion and Left Ventricular Function by gated Tc-99m Myocardial SPECT

Hwan-Jeong Jeong, M.D., Hye-Kyung Son, M.S., Hee-Seung Bom, M.D.

Department of Nuclear Medicine, Chonnam University Hospital, Kwangju, Korea

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the effect of scatter correction on the assessment of myocardial perfusion and left ventricular function by gated Tc-99m myocardial SPECT. **Materials and Methods:** Subjects were 11 normal volunteers, 20 patients with non-cardiac chest pain and 13 patients with coronary artery diseases. We classified above 3 groups into normal and diseased groups. Scatter correction was done using dual-energy-window scatter correction method (DEW-SC). We compared acquired counts, image contrast, corrected maximum relative counts, indices of left ventricular function, extent and severity of perfusion defects calculated by 'CEqual program' between scatter non-corrected and corrected images. **Results:** Scatter corrected studies was lower in counts by $18 \pm 3\%$ than uncorrected studies, but image contrast were improved in all cases. Scatter correction using DEW-SC took 3 minutes to complete, and 512 kB memory to store. There were no significant differences among indices of left ventricular function between scatter non-corrected and corrected images. Although extents of perfusion defects were not significantly different, severity was severer in scatter corrected images. **Conclusion:** Scatter correction using DEW-SC is simple to do, and improves image contrast without changing other indices of myocardial perfusion and function. (Korean J Nucl Med 2001;35:33-42)

Key Words: Tc-99m myocardial SPECT, dual energy window scatter correction, image contrast.

서 론

단일광자방출전산화단층촬영(single photon emission computed tomography, 이하 SPECT)은 관상동맥질환을 진단하고 치료방침을 결정하는데 유용한 비침습적 검사방법으로 널리 이용되고 있으나 광자의 감쇠¹⁻⁸⁾, 그리고 콤프턴 산란⁸⁻³⁰⁾과 같은 물리적 인자들은 SPECT 영상의 질을 떨어뜨려 그 해

Received Dec. 28, 1999; revision accepted Feb. 14, 2001

Corresponding Author: Hee-Seung Bom, M.D.

Department of Nuclear Medicine, Chonnam University Hospital, 8 Hakdong, Kwangju 501-757, Korea

Tel: (062) 220-5641, Fax: (062) 232-0232

E-mail: hsbom@chonnam.chonnam.ac.kr

※ 본 연구는 1998년 전남대학교 학술연구비 지원을 받아 수행하였음.

석과 정량화를 어렵게 만드는 원인으로 작용한다. 정확한 영상을 얻기 위해서는 감쇠와 산란에 대한 보정을 동시에 수행하는 것이 필요하나 감쇠보정은 특수한 장치를 설치하고 정기적으로 외부선원을 교체해야 하는 점 등의 문제점이 있지만, 산란보정은 추가 촬영없이 산란에너지창 영상을 획득할 수 있으며, 산란보정 영상을 얻기 위한 자료처리과정도 비교적 간단하다.

투사영상에 포함되어 있는 산란 광자를 제거하기 위해 이중에너지창 감산법⁸⁻¹⁵⁾, 중첩감산법¹⁶⁻¹⁸⁾, 삼중에너지창법^{3,21-23)} 등의 여러 가지 보정방법이 연구되었는데, 중첩감산법은 산란분획이 일정하다는 가정하에 산란함수를 이용하여 영상을 중첩시킴으로서 산란성분을 측정하여 보정하는 방법이고, 삼중에너지창 방법은 광절정창과 이를 중심으로 양쪽의 인접한 영역에 부에너지창을 설정하여 광절정창에 포함된 산란광자를 두 개의 부에너지창에서 획득한 계수로부터 측정하고 광절정창에서 획득한 계수에서 감산해주는 산란보정 방법이다. 이중에너지창 감산법은 가장 일반적인 산란보정 방법 중의 하나로 산란창에서 얻어지는 광자들이 광절정창에서 얻어지는 광자들에 포함되어 있는 산란성분과 상관관계를 가진다는 가정하에, 광절정창에서 이와 인접한 영역의 산란창으로부터 얻은 k상수배 만큼의 광자를 감산해주는 산란보정 방법으로, 광절정창과 산란창을 설정하여 투사영상과 산란영상을 동시에 획득하며 획득자료 처리과정이 단순하여 임상적 적용이 용이한 방법이라고 알려져 있다. 본 연구에서는 이중에너지창 감산법을 이용한 산란보정법이 게이트 심근관류 SPECT영상에서 심근관류와 좌심실 기능 평가에 미치는 영향과 실제 적용가능성에 대해 알아보려고 하였다.

대상과 방법

1. 연구대상

본 연구는 1) 모형실험을 통한 연구와 2) 정상인 지원자 11명(A군), 흉통을 호소하였으나 관상동맥 질환을 발견할 수 없었던 20명(B군), 관상동맥질환으로 확인된 13명(C군)을 대상으로 하였다. 환자를

대상으로 한 연구에서는 A군과 B군을 정상군으로, 그리고 C군을 질환군으로 분류하였다. 연령은 A군 43세(40~67세), B군 63세(31~77세), 그리고 C군이 62세(48~79세)였으며, 각 군간의 남녀비는 A군에서 남자 7명, 여자 4명, B군은 남자 10명, 여자 10명, 그리고 C군은 남자 9명, 여자 4명이었다. 정상군과 질환군 사이에 성비와 연령의 차이는 없었다.

A군은 심혈관계 질환에 대한 과거력이나 증상을 가지고 있지 않으며, 심전도와 심근관류 SPECT 등의 검사에서 모두 정상이었던 지원자였으며, B군은 흉통을 호소하였으나 심근관류 SPECT에서 정상으로 판독되었고 비심장성 통증으로 판독되어 순환기 계통의 치료를 시행하지 않고 있는 사람의 경우인데, 간이나 횡격막, 유방에 의한 감쇠가 있었던 경우를 포함시켰다.

2. 연구방법

1) 모형실험

타원형 흉곽모형(Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC, USA)을 사용하여 이중에너지창 감산법에 필요한 에너지창의 위치와 산란보정인자 값을 결정하였다. 흉곽모형은 스티로폼 알갱이로 채워진 폐 모형, 척추를 흉내낸 테플론 막대기, 그리고 중앙에서 좌하방으로 경사지게 장착된 심근모형으로 구성되어져 있다. 심장 모형의 심근부분과 원통에는 각각 55.5 MBq과 74 MBq의 Tc-99m 방사선원이 포함된 물을 채웠으며, 심장 모형의 중심에 있는 심실부분은 Tc-99m을 포함하지 않은 물로 채웠다. 저에너지 고해상도 평행구멍조준기가 장착된 이중헤드 감마카메라(DST, SMV, Buc, France)를 이용하여 우전사위 45°에서 좌후사위 45°까지 각각의 검출기를 5.6°간격으로 90°회전시켰으며, 각 단계별로 30초씩 총 8분간 자료를 획득하였다. Tc-99m으로부터 직접 방출되는 감마선 자료를 획득하기 위해 140 KeV를 광절정으로 상하 10%씩(126~154 KeV)의 에너지창을 설정하였으며, 광절정창과 인접한 낮은 에너지영역에 100~122 KeV의 산란창을 설정하였다. 화소의 크기는 5.95 mm였고, 획득한 영상자료는 64 × 64 매트릭스로 저장하였다. 영

상재구성은 차수 5, 차단주파수 0.22 cycles/cm인 Butterworth 여과기를 이용하였다.

2) 심근관류 SPECT

대상인들은 검사 당일 아침을 금식하도록 하고 검사 2일 전부터 카페인을 포함하는 음료나 음식을 먹지 않도록 하였으며, 환자군은 검사 전날부터 칼슘길항제 투여를 중지시키거나, 검사 당일 질산염 제제의 투약을 중단시켰다.

휴식기 심근관류 SPECT에 산란보정을 위한 이중에너지창을 설정하였다. 이를 위해 휴식기에 대상인에게 Tc-99m methyl isobutyl isonitrile (이하 MIBI) 370 MBq을 정맥주사하고 30분에서 1시간 사이에 이들을 저에너지용 고분해능 조준기가 장착된 이중 헤드 회전형 감마카메라용 침대에 양외위로 눕혔다. 상하 10% 에너지창을 140 KeV 감마선 광절정에 설정하고, 광절정창과 인접한 낮은 에너지영역에 100~122 KeV의 산란창을 설정하였다. 우전사위 45°부터 좌후사위 45°까지 각각의 검출기를 90°회전시켰으며, 단계별로 영상획득시간을 50초로 설정하고 두 개의 에너지 창으로부터 동시에 투사영상을 획득한 후 64 × 64 매트릭스에 저장하였다.

투사영상 자료에서 환자 심전도의 R-R 간격을 여덟 등분하여 서로 상응하는 단위영상을 얻은 후 감쇠보정을 시행하지 않고, 역투사를 시행, 횡단면상을 재정위하였다. 각 영상은 카메라에 내장된 컴퓨터에 수록하였고 횡단면상을 재정위하여 5.95 mm 두께로 좌심실의 수평장축단면상, 수직장축단면상 및 단축단면상을 얻었다. 좌심실의 기능적 평가를 위한 소프트웨어를 이용하여 좌심실의 수평장축단면상과 수직장축단면상 그리고 단축단면상의 중심을 표시하고 이를 처리하여 좌심실기능에 관한 정량적 지표들을 얻어 컴퓨터에 저장하였다. 본 연구에서는 감쇠보정은 수행하지 않았다.

3) 영상 보정 및 자료 분석

Jaszczak 등¹³⁾이 고안한 이중에너지창 감산법을 이용하여 낮은 에너지 영역의 산란창에서 얻은 자료에 Smith 등⁹⁾이 선택한 산란감산인자 k값인 0.4

를 곱한 후 광절정창에서 얻은 자료에서 감산하여 산란성분을 제거한 투사영상을 얻었다.

영상대비(contrast), 선 프로파일(line profile) 그리고 CEQUAL 분석을 이용한 보정 전후의 결과를 비교하기 위해 광절정창에서 얻은 투사영상과 산란성분이 제거된 투사영상에 대한 영상재구성은 차수 5, 차단주파수 0.22 cycles/cm인 Butterworth 여과기를 이용하였고, 좌심실기능의 정량적 지표에 대한 보정 전후 결과를 비교하기 위해서는 점확산함수 전제반값두께 3.5, 차수 8인 Metz 여과기를 이용하였다.

산란보정을 해준 투사데이터를 P_{prim} , 광절정창에서의 투사데이터를 P_{total} , 산란창에서의 투사데이터를 P_{scat} , 산란감산인자를 k로 정하면 이중에너지창 감산법은 아래 등식 (1)과 같이 표현할 수 있다.

$$P_{\text{prim}} = P_{\text{total}} - k \cdot P_{\text{scat}} \quad (1)$$

이렇게 얻은 P_{total} 과 P_{prim} 에 대해 위에서 언급한 방법의 처리과정을 거쳐 산란보정 전과 보정 후의 자료를 얻었고 이에 대해 아래의 내용에 같이 분석하였다. 이중에너지창 산란보정법을 이용하여 산란보정 영상을 얻기 위한 자료처리과정에 3분이 소요되었고, 자료저장에 필요한 용량도 휴식기와 부하기 영상을 산란보정한 경우 각각 512 KB만이 추가되었다.

① 산란보정 전후의 영상대비의 비교

게이트 자료획득방식을 이용하지 않은 상태에서 산란보정 전후 심근의 단축단면상을 이용하여 각각 화소 3개의 크기인 원형 관심영역을 심근과 배후에 나타내어 얻은 자료를 비교하여 영상대비를 시행하였다.

모형실험에서는 심근영역(T)과 배후영역(B)에서 설정한 관심영역에서 자료를 획득하였다. 이때 배후영역은 단축에서의 심실 영역으로 정하였다. 정상군과 질환군에서의 영상대비는 가운데 부분의 좌심실강을 나타내는 단축단면상을 고른 후 배후방사능으로 심실강의 계수를 이용하고 심근영역 방사능으로는 가장 높은 섭취를 나타내는 심근부위에 동일한 크기의 3개의 관심영역을 나타내어 그 평균값을 이용하였다. 영상대비는 El Fakhri 등³¹⁾의 방법에 따라 식 (2)와 같이 구하였다.

$$\text{영상대비(contrast)} = \frac{T - B}{T + B} \quad (2)$$

② 선 프로파일링을 이용한 산란보정 전후의 비교

데이터 분석 소프트웨어에서 정도관리 프로그램 중 선 프로파일링을 이용, 영상대비에 이용하였던 단축단면상을 포함하여 인접한 3개의 단축단면상을 선정한 후, 심근전벽, 심실강, 심근하벽을 정중으로 통과하는 수직선(Fig. 1A)을 긋고 플롯 자료(plot data)를 저장하였다. 그리고 이 플롯 자료를 '플롯 전송(plot transfer)' 프로그램을 이용하여 마이크로소프트사 윈도우즈 시스템의 개인용 컴퓨터로 전송시킨 후, 엑셀 버전 7.0 프로그램을 이용하여 각각 다른 화소에서의 상대 계수들을 얻어 그래프를 얻었다(Fig. 1B). 그래프에서 산란보정 전후에 심실전벽과 심실하벽 위치에서 가장 높은 상대계수를 이용, 3개의 단축단면상에서 심실전벽과 심실하벽의 보정 최대 상대계수를 구한 후 얻은 값의 평균값을 얻었다.

③ 산란보정 전후 간 대 심근 계수비(L/H)의 비교

심근 대 배후 계수비를 구하는 소프트웨어를 이

용하여 간 방사능과 이와 가장 인접한 부위의 심근 심첨부를 포함한 심근하벽의 방사능에 각각 8개의 화소로 구성된 원형의 관심영역을 3군데 선정하여 계수의 평균을 각각 구하였다. 그리고 심근과 간 평균 계수를 각각 화소수로 나눈 후 아래 등식 (3)을 이용하여 L/H를 구하였다.

$$\text{간대심근계수비(L/H)} = \frac{\text{간화소당계수}}{\text{심근화소당계수}} \quad (3)$$

④ 산란보정 전후 좌심실기능 정량적 지표의 비교

각 대상군의 산란보정 전후의 획득계수는 심근관류 SPECT 자료를 처리하는 프로그램의 기능을 이용하여 확인하고, 획득자료를 처리하여 각각 분석되어 나온 좌심실 기능의 정량적 결과를 이용하여 확장기말용적, 수축기말용적, 좌심실 박출계수, 심박출량, 일회박출량을 구하였다.

⑤ 'CEqual 분석'을 이용한 산란보정 전후의 비교

정상인의 결과를 미리 컴퓨터에 입력하여 데이터 베이스로 이용하고 검사자의 결과와 비교하여 정해진 표준편차 범위의 결과로 수치화하여 보여주

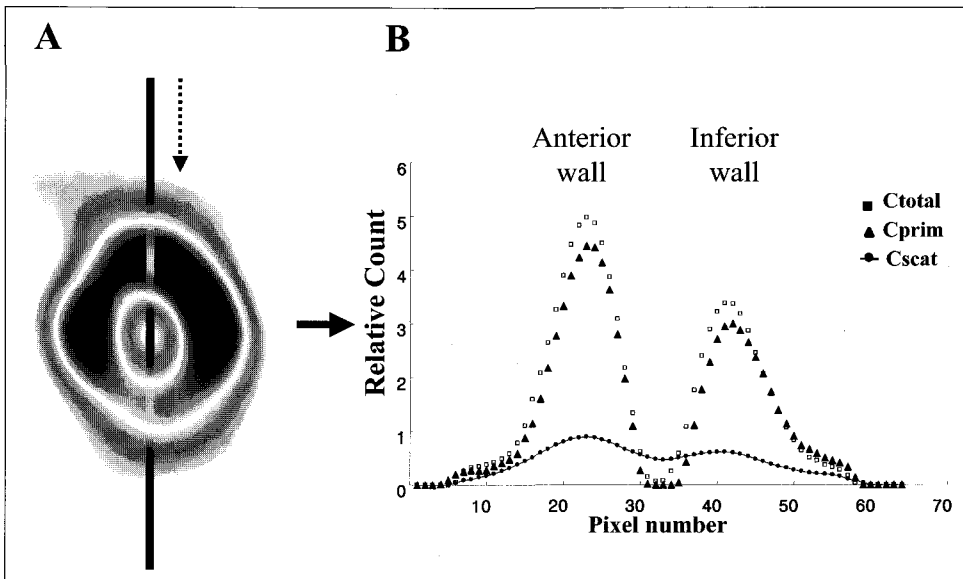


Fig. 1. Demonstration of a line position (A) in a short axis image of cardiac phantom to produce a line profile (B).

는 상용화된 프로그램인 'CEqual 분석' 프로그램을 이용하여 산란보정 전후 관류이상여부, 관류이상영역의 크기, 관류감소 정도들을 수치화하여 그 결과들을 비교하였다. 여기에서 질환군 중 한 명은 CEqual 분석 결과가 소프트웨어의 오류로 산출되지 않아 대상에서 제외되었다.

⑥ 간 대 심근계수비(L/H)와 심근전벽과 하벽의 보정최대

선프로파일에서 구한 심근전벽과 하벽의 값으로 표시되는 상대계수값을 이용하여 보정에 의한 최대값을 최대 상대계수로 이용하였다. 이 값을 사용하여 심근전벽과 심근하벽의 보정 최대 상대계수의 비를 구하여 보정 전후 L/H와의 상관관계를 알아 보았다.

4) 통계 분석

통계 분석을 위한 프로그램은 SPSS 8.0 (standard version, SPSS Inc. Chicago, USA)을 이용하였

다. 각 대상군간의 성별의 차이는 chi-square test를 하였다. 각 대상군 간의 연령의 비교는 Kruskal-Wallis test를 시행하였다. 전체 대상군 및 대상군별 보정전후의 좌심실기능 평가지표의 비교, 관류이상영역에 대한 보정전후의 변화, 그리고 CEqual 분석을 이용한 관류이상 영역의 크기 및 관류감소의 정도에 대한 비교는 Wilcoxon signed ranks test를 이용하였고, 간 대 심근계수비와 심근전벽, 심근하벽의 보정 최대 상대계수와의 관계 Spearman's correlation을 이용하였다. p 값이 0.05미만인 경우를 통계적으로 유의한 것으로 보았다.

결 과

1. 산란보정 전후의 획득계수의 비교

산란보정후 여현곡선에서 측정된 대상환자의 획득계수(acquired count)는 산란보정 전 계수에 비해 게이트법을 이용했을 때는 18±3%, 게이트법을 이

Table 1. Comparison of the Contrast between Myocardium and Left ventricular Cavity According to the Scatter Correction

	No correction	After correction	p value
Phantom (n=7)	0.953±0.042	0.997±0.004	0.013
Human (n=44)	0.682±0.222	0.745±0.225	< 0.001
No CAD (n=31)	0.641±0.197	0.709±0.206	< 0.001
CAD (n=13)	0.780±0.253	0.832±0.252	0.003

CAD, coronary artery disease.

Table 2. Comparison of the Indices of Left Ventricular Function in Normal and Coronary Artery Disease (CAD) Groups According to the Scatter Correction

	Normal (n=31)			CAD (n=13)		
	No correction	After correction	p value	No correction	After correction	p value
EDV (ml/m ²)	115.7±27.8	116.3±25.6	0.132	171.2±62.2	172.2±60.3	0.576
ESV (ml/m ²)	51.2±18.1	52.3±18.2	0.177	102.2±60.5	102.2±61.3	0.583
LVEF (%)	56.5±6.8	56.0±7.7	0.390	44.2±15.2	44.1±15.3	0.905
CO (l/min/m ²)	4.13±0.84	4.12±0.96	0.970	4.51±1.28	4.60±1.42	0.551
SV (ml/m ²)	64.4±13.5	64.1±12.8	0.681	69.2±22.4	69.9±22.1	0.861

Abbreviations: EDV, end-diastolic volume; ESV, end-systolic volume; LVEF, left ventricular ejection fraction; CO, cardiac output; SV, stroke volume.

용하지 않은 경우는 $18 \pm 2\%$ 의 감소가 있었다.

2. 산란보정 전후의 영상대비의 비교

단축단면상의 영상대비는 산란보정 전에 비해 보정 후 유의있게 증가하였다(Table 1).

3. 산란보정 전후의 좌심실 기능지표의 비교

산란보정 전후 측정된 확장기말용적, 수축기말용

적, 좌심실 박출계수, 심박출량, 일회박출량 간에 각각 유의한 차이가 없었다(Table 2).

4. 'CEqual 분석'을 이용한 산란보정 전후의 비교

정상군에서 CEqual 분석을 통한 관류이상여부의 변화를 조사하였으나, 보정 후에 관류이상영역이 새로 발생하지는 않았다. 질환군에서 전체 심근에서 차지하는 관류이상영역 크기는 산란보정 전 중앙값 8.3% (최소값 0, 최대값 39.0%)에서 산란보정 후 중앙값 10.9% (최소값 0, 최대값 39.6%)로 유의한 차이는 없었고, 관류감소의 정도는 산란보정 전 중앙값 -238.0 (최소값 -2116, 최대값 0)에서 산란보정 후 중앙값 -485.0 (최소값 -2164, 최대값 0)으로 유의한 차이($p=0.013$)를 보여 산란보정 후 관류감소의 정도가 더 심했다(Fig. 2).

5. 간 대 심근 계수비(L/H)와 심근전벽과 하벽의 보정 상대계수와의 관계(Fig. 3)

간 방사능이 심장에 비해 높을수록 좌심실전벽에 비해 좌심실하벽에 산란된 방사능이 많았다.

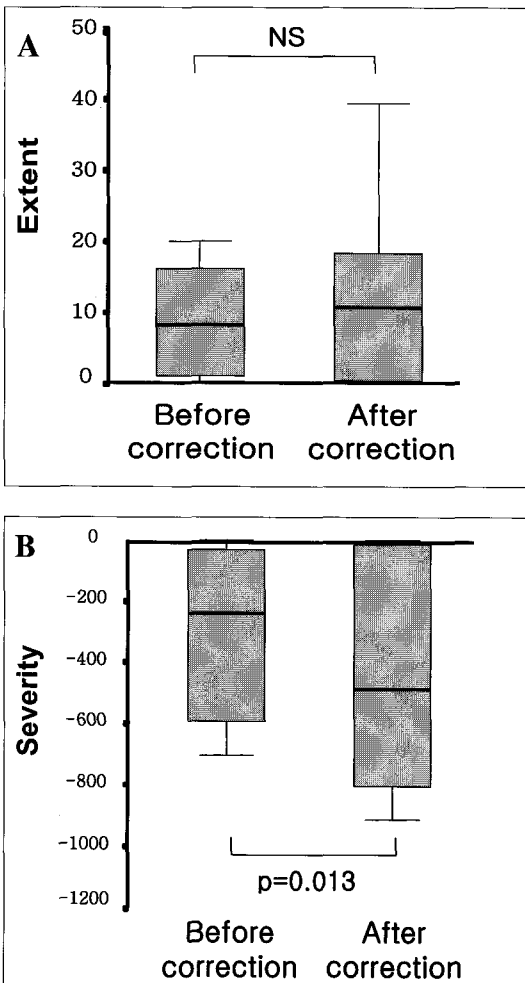


Fig. 2. The comparison of extent (A) and severity (B) of perfusion defects measured by CEqual program before and after scatter correction in 13 patients with coronary artery disease. While the extent of perfusion defects was not significantly different, the severity of them was significantly increased after correction ($p=0.013$).

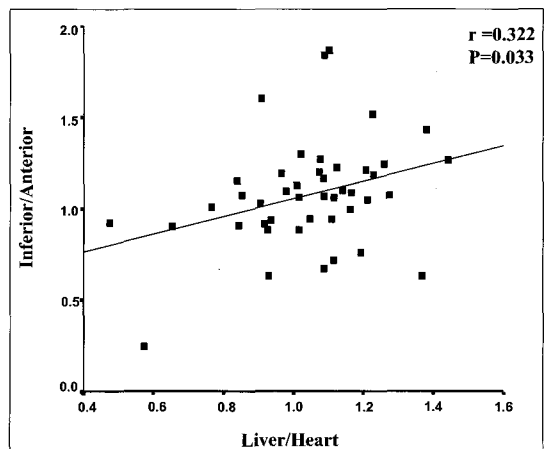


Fig. 3. The relationship between liver to heart ratio in the non-corrected image (Liver/Heart) and ratio of corrected relative counts in the inferior to anterior wall after correction (Inferior/Anterior). The more liver activity as compared with heart activity, the more corrected relative counts of inferior wall resulting from increased Inferior/Anterior ratio.

고 찰

정확한 영상을 얻기 위해서는 감쇠와 산란에 대한 보정을 동시에 수행하는 것이 필요하나 감쇠보정은 특수한 장치를 설치하고 정기적으로 외부선원을 교체해야 하는 점 등의 문제점이 있지만 소프트웨어를 이용하여 이중에너지창 감산법을 이용한 산란보정은 추가 촬영없이 산란에너지창 영상을 획득할 수 있으며, 산란보정 영상을 얻기 위한 자료처리 과정도 비교적 간단하고 자료저장에 필요한 용량도 크지 않아 모든 핵의학과에서 큰 부담 없이 쉽게 시행할 수 있는 방법이라 할 수 있다. 본 연구를 통해 산란보정을 하였을 때 심근관류 SPECT 영상에서 정상심근과 관상동맥질환이 있는 부위를 보다 명확히 구별할 수 있었으므로, 이 방법을 적용하면 경제적으로나 시간적으로 큰 부담 없이 심근관류 SPECT 영상의 질을 올릴 수 있을 것으로 사료된다.

SPECT 영상의 해석과 정량화를 어렵게 만드는 물리적 인자 중 하나인 광자의 산란을 보정하기 위한 방법들이 많이 고안되었다. 이중에너지창 감산법은 광절정창과 이차적 에너지창에서 동시에 영상을 얻어 이차적 에너지창에서 얻은 광자수와 일차적 에너지창에 포함된 산란 광자수의 관계를 정립하여 방사선원 분포의 균일적 산란보정을 시행하는 방법이다. 이중에너지창 감산법은 적용되는 산란감산인자 k값을 어떻게 결정하는가에 따라 일반화된 산란감산인자를 사용하는 경우, 화소 의존적 산란감산인자를 사용하는 경우, 그리고 상수로 고정된 산란감산인자를 사용하는 경우 등으로 나눌 수 있다. 그러나 일반화된 산란감산인자에는 방사선원 분포의 균일한 요소와 공간적 다양성에 의한 요소에 의한 변수가 포함되기 때문에 투사 화소와 카메라의 위치에 영향을 많이 받음으로써 값이 매우 다양하게 나타나 간편하게 사용하기에는 문제가 있다. 또한, 화소 의존적 산란감산인자를 적용하는 경우나 상수로 고정된 산란감산인자를 적용하여 이중에너지창 감산법을 시행하는 경우 모두에서 거의 같은 결과를 나타낸다⁹⁾고 알려져 있고, 검출기 결정에서 산란되는 것을 고려한 이중에너지창 감산법

과 그렇지 않은 기존의 방법이 동일한 정확도를 가지고 있다¹¹⁾고 알려져 있어서, 이번 연구에서는 임상적으로 적용하기 간편한 상수로 고정된 산란감산인자를 적용하였다. 이차적 에너지창을 선택할 때 광절정창보다 낮은 에너지범위를 설정하는데 이번 연구에서는 광절정창과 같은 폭(선택된 에너지의 상하 10%)으로 100~122 KeV에 이중에너지창을 설정하였으며, 선형원을 이용한 SPECT 영상에 Monte Carlo 시뮬레이션을 적용할 때 산란감산인자 값을 0.5를 이용하는데 이번 연구에서는 Smith 등⁹⁾이 SPECT 시행시 공간적으로 다양한 매질에 적용한 0.4를 적용하였다. 이는 물과 공기를 매질로 된 Monte Carlo 시뮬레이션에서 0.5를 적용하였다는 점과 모형실험에서 산란감산인자 0.5와 0.4를 적용하였을 때 모두 배경으로 선정한 심실부위가 그림 2B와 같은 모양을 취하였기 때문에 신체의 다양한 매질과 심근관류영상의 계수율이 높아야 영상의 질을 더욱 높일 수 있다는 점을 고려하여 0.4를 선택하였다. 영상처리과정 중 어느 단계에 이중에너지창 감산법을 적용할 것인가 하는 문제에 대해서는 Koral 등¹²⁾이 여과후 역투사를 시행하기 전 투사영상에 적용하는 것이 좋은 결과를 얻을 수 있다고 언급한대로, 투사영상에 대해 산란보정을 시행하였다. 연구대상의 휴식기 영상에 산란보정을 시행하여 게이트 자료획득방식을 이용한 투사영상과 이용하지 않은 투사영상 모두에서 광절정 에너지창에서 획득한 광자수의 18% 정도가 감소되었는데, 이는 이중에너지창 감산법과 산란감산인자를 0.4로 적용하여 산란보정을 시행하면 게이트 영상에서 보정 전 광자수 $4,606 \pm 1,673$ 에서 보정 후 $3,788 \pm 1,372$ 로 18% 정도가 산란보정 됨을 의미한다. 임상에서 심근관류영상을 얻는데 1일 휴식-부하 게이트 SPECT를 많이 이용하며, 휴식기 영상을 얻는데 본 연구에서와 마찬가지로 Tc-99m 방사성의약품을 370 MBq 정도를 사용하기 때문에, 산란감산인자 0.4를 사용하여 산란보정을 시행하면 게이트 자료 획득방식을 이용한 투사영상에서의 획득 광자수는 4,000 정도임을 알 수 있다. 질 좋은 영상을 얻는데 될 수 있는데로 많은 계수획득이 필수적인 만큼 370 MBq 용량의 Tc-99m 방사성의약품을 사용할

때 산란보정을 시행한다면 산란감산인자 값으로 0.4가 적당한 값이라 사료된다.

모형실험 결과를 보면 산란보정은 획득 계수의 감소에도 불구하고 배후방사능을 더욱 감소시킴으로써 영상 대비를 높이고 영상의 질을 향상시키는 결과를 가져온다는 것을 확인할 수 있으며 이는 다른 연구들의 결과와 같았다.^{11,13-14)}

본 연구에서는 게이트 방식에 의한 좌심실 기능의 정량적 지표로 사용되는 체표면적이 적용된 확장기말 용적, 수축기말 용적, 좌심실 박출계수, 심박출량, 일회박출량을 산란보정 전후로 비교하여 보았다. 산란된 광자에 의해 좌심실의 여러 정량적 지표들의 변화가 있다면 반드시 산란보정이 필요한 것이기 때문이다. 그러나 본 연구에서 관찰한 바에 의하면 좌심실 기능을 대변하는 여러 인자들에 대한 전체 및 각 대상군간에 유의한 차이는 없었다. 이는 게이트 심장검사에서 검사자의 좌심실 기능은 산란보정의 유무에 상관이 없음을 의미한다.

정상군과 질환군에서의 산란보정 전 영상의 해석이 산란보정에 의하여 변화하는가, 그리고 질환군에서 산란보정으로 관류이상영역의 크기와 관류감소정도가 변화하는가를 알아보기 위하여 'CEqual 분석' 프로그램을 이용하여 보정 전·후 결과에 대해 정량적 비교를 시행하였다. 정상군과 질환군 모두에서 산란보정 후 관류이상영역의 크기에 유의한 차이는 없었으나, 질환군에서 관류감소정도가 보정 후 더 심해졌다. 이는 산란보정 후 관류결손부위는 더욱 명확해지지만 산란보정은 관류결손부위의 크기에 영향을 주지는 않는다는 것을 의미하는 것이다. O'Connor 등¹⁹⁾은 Tl-201과 Tc-99m 방사선원을 심장모형에 사용하여 SPECT영상에서 심근경색의 크기측정에 산란보정이 미치는 영향을 연구하였는데, 산란보정을 통하여 영상의 질이 향상되어 실제 결손크기에 대한 측정오류를 줄이고 영상대비를 높일 수 있다고 주장하였다. 이는 본 연구에서 산란보정 후 관류결손부위가 명확해지는 결과와 같은 의미라 할 수 있다. 그러나 Galt 등³²⁾의 관류가 저하되어 있는 심근에 있어서 산란현상이 관류이상의 범위와 관류감소정도에 영향을 줄 것이라고 주장과 비교하여 관류이상범위에 대한 영향에 있어서는 본

연구에서 확인된 결과와 다르다. 그러나 다른 연구들에서도 이에 대한 명확한 결과가 제시되고 있지 않고 있는 점으로 보아 산란보정이 관류이상영역 크기의 변화유무에 대해서는 더 많은 연구를 통한 분석이 필요하다고 사료된다.

간의 방사능이 심근의 어느 부위에 더 영향을 주어 관독에 오류를 가져올 것인가에 대해서는 일반적으로 다른 부위에 비해 심근하벽에 더 영향을 주는 것으로 알려져 있는데 본 연구에서 이를 확인하여 보았다. 간의 방사능이 강할수록 심근전벽과 비교하여 심근하벽에 더 많은 광자가 산란되며, 보정 후 전벽에 비해 하벽의 산란 광자가 더 많이 보정됨을 확인할 수 있었다. 이는 이전의 연구결과들^{4,32,35)}과 일치되는 결과이며 테크네슘 제제의 간 섭취가 많은 환자일수록 산란보정이 이러한 환자들의 심근관류 및 심장기능을 평가하는데 도움이 될 수 있음을 보여주는 결과라 하겠다.

결론적으로 Tc-99m 방사선원을 사용한 심근관류 SPECT 영상에 이중에너지차 감산법을 통한 산란보정은 시간적, 경제적으로 큰 부담없이 쉽게 적용할 수 있으며, 산란보정 전후 좌심실기능에는 변화없이 관류이상영역의 관류감소정도를 심화시켜, 정상심근조직과 허혈 또는 괴사심근을 더욱 명확히 구분함으로써 영상의 질을 높일 수 있는 방법임을 알 수 있었다.

요 약

목적: 본 연구에서는 게이트 심근관류 SPECT영상에서 산란보정이 심근관류와 좌심실 기능 평가에 어떤 영향을 미치는지 알아보려고 하였다. **대상 및 방법:** 연구대상은 정상인 지원자 11명(A군), 흉통을 호소하였으나 관상동맥질환을 발견할 수 없었던 20명(B군), 관상동맥질환이 확인된 13명(C군)이었으며, A군과 B군을 정상군으로, 그리고 C군을 질환군으로 분류하였다. 연령은 A군 43세(40~67세), B군 63세(31~77세), 그리고 C군이 62세(48~79세)였으며, 각 군간의 남녀비는 A군에서 7:3, B군은 10:10, 그리고 C군은 9:4로 정상군과 질환군간의 성별 및 연령의 차이가 없었다. 산란보정을 하기

위해서 이중에너지창 감산법을 사용하였으며 산란 감산인자 k 는 0.4를 적용하였다. 모형실험에서 산란보정 전후의 단축단면상과 선 프로파일을 얻어 보정의 효과를 확인하였으며, 보정전후의 영상대비를 구하여 영상의 질의 향상유무를 확인하였다. 대상군에 대해 산란보정 전후의 획득계수, 영상대비, 좌심실 기능지표, 그리고 CEqual 분석을 통한 관류 결손부위 등에 대한 비교 및 심근 대 간 계수비와 심근전벽과 하벽의 보정된 상대계수와와의 관계 등에 대해 분석하였다. **결과:** 산란보정 후 획득계수는 보정 전 계수에 비해 $18 \pm 3\%$ 감소하였다. 산란보정 영상을 얻기 위한 자료처리과정에 3분이 소요되었고, 자료저장에 필요한 용량도 휴식기와 부하기 각각 512 KB만이 추가되었다. 보정 전후 영상대비는 정상군과 질환군 모두에서 향상되었으나 좌심실 기능지표를 통한 산란보정 전후의 비교는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다. 관류결손부위에 대한 산란보정의 영향을 평가하기 위하여 'CEqual 분석' 프로그램을 이용해 분석한 결과 관류결손의 크기에는 유의한 차이가 없었으나 관류감소의 정도가 심해짐을 알 수 있었다. 간 대 심근 계수비가 심근전벽 및 심근하벽에 미치는 영향은 심근하벽에 인접한 간 방사능이 강할수록 심근하벽에 산란되는 광자가 심근전벽에 비해 많았다. **결론:** Tc-99m 방사선원을 사용한 심근관류 SPECT 영상에서 이중에너지창 감산법을 이용한 산란보정은 임상적 적용이 용이하고, 좌심실 기능의 변화없이 영상대비를 향상시켜 관류이상영역을 더욱 명확히 함으로써 영상의 질을 향상시킨다.

참 고 문 헌

- Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, Moore SC, Tsui BM, Yester M. Quantitative SPECT Imaging: a review and Recommendations by the Focus Committee of the Society of Nuclear Medicine Computer and Instrumentation Council. *J Nucl Med* 1995; 36:1489-513.
- Blokland KA, Reiber HH, Pauwels EK. Quantitative analysis in single photon emission tomography (SPET). *Eur J Nucl Med* 1992;19:47-61.
- Iida H, Eberl S. Quantitative assessment of regional myocardial blood flow with thallium-201 and SPECT. *J Nucl Cardio* 1998;5:313-31.
- Tsui BM, Frey EC, LaCroix kJ, Lalush DS, McCartney WH, King MA, et al. Quantitative myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardio* 1998;5:507-22.
- Prvulovich EM, Lonn AH, Bomanji JB, Jarritt PH, Ell PJ. Effect of attenuation correction on myocardial thallium-201 distribution in patients with a low likelihood of coronary artery disease. *Eur J Nucl Med* 1997;24:266-75.
- Wallis JW, Miller TR, Koppel P. Attenuation Correction in Cardiac SPECT without a Transmission Measurement. *J Nucl Med* 1995;36:506-12.
- Matsunari I, Bonining G, Ziegler SI, Kosa I, Nekolla SG, Ficaro EP, et al. Attenuation-corrected rest thallium-201/stress technetium-99m sestamibi myocardial SPECT in normals. *J Nucl Cardio* 1998;5:48-55.
- Galt JR, Cullom SJ, Garcia EV. SPECT quantification: a simplified method of attenuation and scatter correction for cardiac imaging. *J Nucl Med* 1992;33:2232-7.
- Smith MF, Jaszczak RJ. Generalized dual-energy-window scatter compensation in spatially varying media for SPECT. *Phys Med Biol* 1994;39:531-46.
- Luo JQ, Koral KF, Ljungberg M, Floyd CE Jr, Jaszczak RJ. A Monte Carlo investigation of dual-energy-window scatter correction for volume-of-interest quantification in ^{99m}Tc SPECT. *Phys Med Biol* 1995;40:181-99.
- Choi CW, Barker WC, Buvat I, Carrasquillo JA, Bacharach SL. Implications of dual-energy-window (DEW) scatter correction inaccuracies ^{111}In quantitative geometric mean imaging. *Nucl Med Commun* 1997;18:79-86.
- Koral KF, Swailem FM, Buchbinder S, Clinthorne NH, Rogers WL, Tsui BM. SPECT dual-energy-window Compton correction: scatter multiplier required for quantification. *J Nucl Med* 1990;31:90-8.
- Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE Jr, Harris CC, Coleman RE. Improved SPECT quantification using compensation for scattered photons. *J Nucl Med* 1984;25:893-900.
- Kojima A, Tsuji A, Takaki Y, Tomiguchi S,

- Hara M, Matsumoto M, et al. Correction of scattered photons in Tc-99m imaging by means of a photopeak dual-energy window acquisition. *Ann Nucl Med* 1992;6:153-8.
- 15) Buvat I, Rodriguez-Villafuerte M, Todd-Pokropek A, Benali H, Di Paola R. Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J Nucl Med* 1995;36:1476-88.
 - 16) Hutton BF, Osiecki A, Meikle SR. Transmission-based scatter correction of 180 degrees myocardial single-photon emission tomographic studies. *Eur J Nucl Med* 1996;23:1300-8.
 - 17) Ljungberg M, Strand SE. Attenuation and scatter correction in SPECT for sources in a nonhomogeneous object: a monte Carlo study. *J Nucl Med* 1991;32:1278-84.
 - 18) Mukai T, Links JM, Douglass KH, Wagner HN Jr. Scatter correction in SPECT using non-uniform attenuation data. *Phys Med Biol* 1988;33:1129-40.
 - 19) O'Connor MK, Caiati C, Christian TF, Gibbons RJ. Effects of scatter correction on the measurement of infarct size from SPECT cardiac phantom studies. *J Nucl Med* 1995;36:2080-6.
 - 20) Levy WC, Jacobson AF, Cerqueira MD, Matsuo-ka DT, Sheehan FH, Stratton JR. Radionuclide cardiac volumes: effects of region of interest selection and correction for Compton scatter using a buildup factor. *J Nucl Med* 1992;33:1642-7.
 - 21) Yang JT, Yamamoto K, Sadato N, Tsuchida T, Takahashi N, Hayashi N et al. Clinical value of triple-energy window scatter correction in simultaneous dual-isotope single-photon emission tomography with ¹²³I-BMIPP and ²⁰¹Tl. *Eur J Nucl Med* 1997;24:1099-106.
 - 22) Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S. Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT. *J Nucl Med* 1993;34:2216-21.
 - 23) Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A practical method for position-dependent Compton-scatter correction in single photon emission CT. *IEEE Trans Med Imaging* 1991;10:408-12.
 - 24) Mas J, Hannequin P, Ben Younes R, Bellaton B, Bidet R. Scatter correction in planar imaging and SPECT by constrained factor analysis of dynamic structures (FADS). *Phys Med Biol* 1990;35:1451-65.
 - 25) Pretorius PH, van Rensburg AJ, van Aswegen A, Lotter MG, Serfontein DE, Herbst CP. The channel ratio method of scatter correction for radionuclide image quantitation. *J Nucl Med* 1993;34:330-5.
 - 26) Pollard KR, Lewellen TK, Kaplan MS, Haynor DR, Miyaoka RS, Eary JF, et al. Energy-based scatter corrections for scintillation camera images of iodine-131. *J Nucl Med* 1996;37:2030-7.
 - 27) Haynor DR, Kaplan MS, Miyaoka RS, Lewellen TK. Multiwindow scatter correction techniques in single-photon imaging. *Med Phys* 1995;22:2015-24.
 - 28) King MA, Hademenos GJ, Glick SJ. A dual-photopeak window method for scatter correction. *J Nucl Med* 1992;33:605-12.
 - 29) Floyd CE, Jaszczak RJ, Harris CC, Coleman RE. Energy and spatial distribution of multiple order Compton scatter in SPECT: a Monte Carlo investigation. *Phys Med Biol* 1984;29:1217-30.
 - 30) Kojima A, Matsumoto M, Takahashi M. Experimental analysis of scattered photons in Tc-99m imaging with a gamma camera. *Ann Nucl Med* 1991;5:139-44.
 - 31) El Fakhri G, Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, Di Paola R. Relative impact of scatter, collimator response, attenuation, and finite spatial resolution corrections in cardiac SPECT. *J Nucl Med* 2000;41:1400-8.
 - 32) Galt JR, Cullom J, Garcia EV. Attenuation and scatter compensation in myocardial perfusion SPECT. *Semin Nucl Med* 1999;26:204-20.
 - 33) Nuyts J, Dupont P, Van den Maegdenbergh V, Vleugels S, Suetens P, Mortelmans L. A study of the liver-heart artifact in emission tomography. *J Nucl Med* 1995;36:133-9.
 - 34) King MA, Xia W, deVries DJ, Pan TS, Villegas BJ, Dahlberg S, et al. A Monte Carlo investigation of artifacts caused by liver uptake in single-photon emission computed tomography perfusion imaging with technetium 99m-labeled agents. *J Nucl Cardiol* 1996;3:18-29.
 - 35) Germano G, Chua T, Kiat H, Areeda JS, Berman DS. A quantitative phantom analysis of artifacts due to hepatic activity in technetium-99m myocardial perfusion SPECT studies. *J Nucl Med* 1994;35:356-9.