

단일광자방출단층촬영 영상에서 산란 및 감쇠 보정에 의한 절대방사능 측정

원자력병원 싸이클로트론응용연구실¹, 핵의학과²

이정림¹ · 최창운^{1,2} · 임상무^{1,2} · 홍성운²

= Abstract =

Improved Activity Estimation using Combined Scatter and Attenuation Correction in SPECT

Jeong Rim Lee, Ph.D.¹, Chang Woon Choi, M.D.^{1,2}, Sang Moo Lim, M.D.^{1,2}
and Seong Wun Hong, M.D.²

*Cyclotron Application Laboratory¹ and Nuclear Medicine²,
Korea Cancer Center Hospital, Seoul, Korea*

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the accuracy of radioactivity quantitation in Tc-99m SPECT by using combined scatter and attenuation correction. **Materials and Methods:** A cylindrical phantom which simulates tumors (T) and normal tissue (B) was filled with varying activity ratios of Tc-99m. We acquired emission scans of the phantom using a three-headed SPECT system (Trionix, Inc.) with two energy windows (photopeak window: 126~154 keV and scatter window: 101~123 keV). We performed the scatter correction with dual-energy window subtraction method ($k=0.4$) and Chang attenuation correction. Three sets of SPECT images were reconstructed using combined scatter and attenuation correction (SC+AC), attenuation correction (AC) and without any correction (NONE). We compared T/B ratio, image contrast $[(T-B)/(T+B)]$ and absolute radioactivity with true values. **Results:** SC+AC images had the highest mean values of T/B ratios. Image contrast was 0.92 in SC+AC, which was close to the true value of 1, and higher than AC (0.77) or NONE (0.80). Errors of true activity by SPECT images ranged from 1 to 11% for SC+AC, 22~47% for AC, and 2~16% for NONE in a phantom which was located 2.4cm from the phantom surface. In a phantom located 10.0cm from the surface, SC+AC underestimated by 24%, NONE 40%. However, AC overestimated by 10%. **Conclusion:** We conclude that accurate SPECT activity quantitation of Tc-99m distribution can be achieved by dual window scatter correction combined with attenuation correction. (*Korean J Nucl Med 1998;32:382-90*)

Key Words: SPECT, Radioactivity, Scatter correction, Attenuation correction

Corresponding Author: Jeong Rim Lee, Ph.D., Cyclotron Application Laboratory, Korea Cancer Center Hospital, 215-4, Gongreung-dong, Nowon-ku, Seoul, 139-242, Korea
Tel: (02) 970-1348, Fax: (02) 970-1341
E-mail: pet@kcchsun.kcch.re.kr

※ 이 연구는 원자력연구개발사업 연구비의 지원으로 이루어졌습니다.

서 론

방사성 표지화합물의 체내 분포에 대한 정보를 얻고 각 장기에서의 시간적 농도 변화를 관찰하기 위해서는 비침습적인 핵영상기기를 이용한 정량분석이 매우 유용하다. 핵영상의 정량분석은 인체의 약역학 연구와 동위원소 치료시 흡수선량 평가에 필요하다. 또한 영상획득의 효율성에 제한이 있는 영상을 임상 진단에 사용할 때 수반되는 오차를 개선하기 위하여 핵영상을 정량적으로 정확하게 분석해야 한다¹⁾.

단일광자방출단층촬영기(single photon emission computed tomography, SPECT)는 체내의 방사성 추적자 분포를 단층 영상으로 재구성함으로써 평면 영상(planar imaging)에서 중첩된 구조들로 인한 부정확성을 개선하고 측정 표적의 주변 조직에 존재하는 배후방사능을 제거하여 영상대비를 증진시킨다²⁾. 또한 양전자방출단층촬영기(positron emission tomography, PET)에 비하여 다양한 방사성 표지약물들을 영상화할 수 있는 장점이 있다.

그러나, SPECT 영상의 정량적인 정확도를 감소시키는 많은 요인³⁾들이 존재하고 물리적 요인으로서 광자의 감쇠와 산란 효과의 영향이 큰 비중을 차지하고 있다. Tc-99m 표지화합물을 비롯한 방사성 약품을 사용하여 얻어진 뇌 및 심장 SPECT 영상에서는 광자 감쇠 효과로 인하여 약 25%의 신호가 감소되어 검출된다. 광자 감쇠는 광자의 에너지와 매질의 두께 및 성분의 함수이므로 SPECT 영상의 감쇠 효과는 대상물의 두께, 영상화하는 생체의 부위, 방사선원의 위치와 밀접한 관계가 있다. 체내에 깊숙이 있는 방사선원은 표면에 있는 것보다 감쇠 효과가 크고 재구성된 단층 영상에서 중심 부분의 계수 밀도가 감소되어 나타난다. SPECT 영상에서의 산란 효과는 콤프톤 산란 현상으로서 매질을 통과한 산란 광자는 산란되지 않은 광자보다 에너지가 낮아지고 진행 방향이 바뀌어 산란되지 않은 광자로부터 떨어진 거리에서 검출된다. 체내 영상에서 산란 계수의 분획은 전체 계수의 20~40%에 달하고 산란 광자는 영상 대비와 영상의 정량적 정확도를 저하시키므로 에너지 변별 기술을 사용하여 산란 광자의 기여를 제거해야 한다.

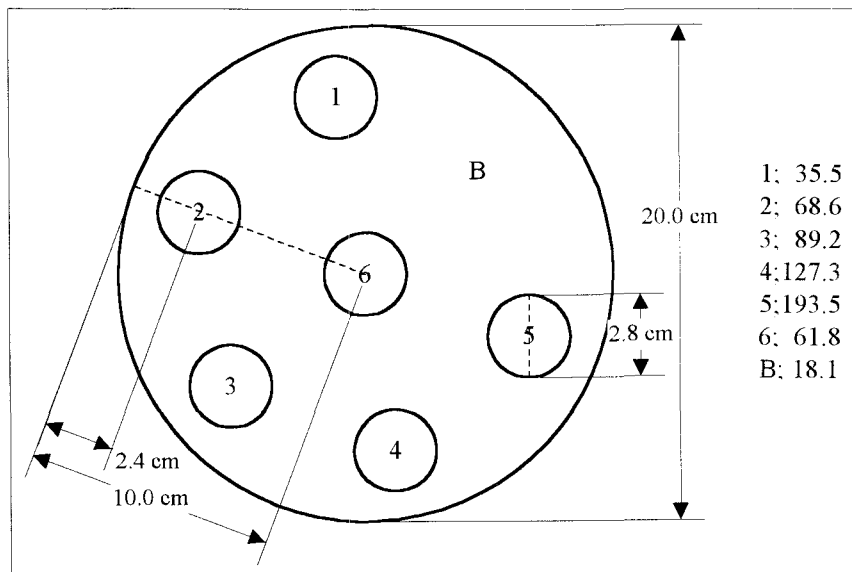


Fig. 1. The amount of activity concentration injected in a cylindrical phantom and six bottles was represented. The unit was kBq/ml. The injected activity ratios of bottle-to-background were 2:1 (1), 4:1 (2), 5:1 (3), 7:1 (4), 11:1 (5), and 3:1 (6).

그런데, 임상 환경에서는 효율성을 고려하여 물리적 이론에 근거한 보정 과정들을 생략함으로써 그 결과 영상의 질적 저하와 정확도가 낮은 정량 지표를 산출하게된다. 이 연구의 목적은 SPECT 영상의 감쇠와 산란 현상을 모두 보정하고 실제 임상 환경에서 상용하는 영상과 비교하여, 감쇠와 산란 보정이 SPECT를 이용한 방사능 정량분석의 정확도를 향상시키는 정도를 평가하는 것이며, SPECT 영상의 절대적 정량화를 검증하는 것이다.

대상 및 방법

1. 재료 및 영상 획득 방법

실험에 사용한 팬텀은 내경이 20.0 cm, 체적이 9285 ml인 원통이고 삽입물은 체적 25 ml의 폴리에틸렌 병(polyethylene bottle)이었다. 원통과 삽입물에는 모두 물을 채웠다. 삽입물의 위치는 팬텀의 표면으로부터 깊이 2.4 cm에 중심으로부터 같은 반경을 갖도록 5개를 배치하였고 깊이 10.0 cm인 중심에 1개를 배치하였다. 방사선원으로는 Tc-99m을 총 407 MBq (11 mCi) 사용하였고 6개 삽입물의 방사능 농도와 배후의 방사능 농도가 2:1, 3:1, 4:1, 5:1, 7:1, 11:1의 비를 이루도록 주입하였다(Fig. 1).

SPECT 기기는 삼중헤드인 Triad xlt 20 (Trionix Research Laboratory, Inc., Twinsburg, OH, USA)을 사용하였고 저에너지 고해상도 평행구멍 조준기를 장착하였다. 삼중헤드의 평균 내인성 공간 분해능은 4.4 mm, 산란체가 있을 때 저에너지 고해상도 평행구멍 조준기에 대한 장치 공간 분해능은 9.3 mm, 내인성 에너지 분해능은 9.6%이었다. Tc-99m의 140 keV를 중심으로 폭 20%의 에너지 윈도우 126~154 keV를 설정하고 20초 간격으로 30분 동안 데이터를 얻었고 주로 산란된 광자들이 있는 낮은 에너지 영역 101~123 keV에 윈도우를 설정하여 같은 시간 동안 데이터를 수집하였다. 회전 반경은 14.2 cm이었고 단계별 모드를 사용하여 360°에 걸쳐 120개의 투사각을 얻었고 128×128 행렬, 4.5 mm 화소 크기를 사용하였다.

SPECT 영상에서 얻은 계수치를 절대 방사능 단위로 교정하는 시스템의 교정인자(calibration factor)를 측정하기 위하여 주사기(내경 0.5 cm, 체적 1 ml)에 6.9 MBq (0.2 mCi)의 Tc-99m을 주입하고 팬텀 실험과 동일한 조건으로 SPECT 영상들을 얻어 수치를 구하였다.

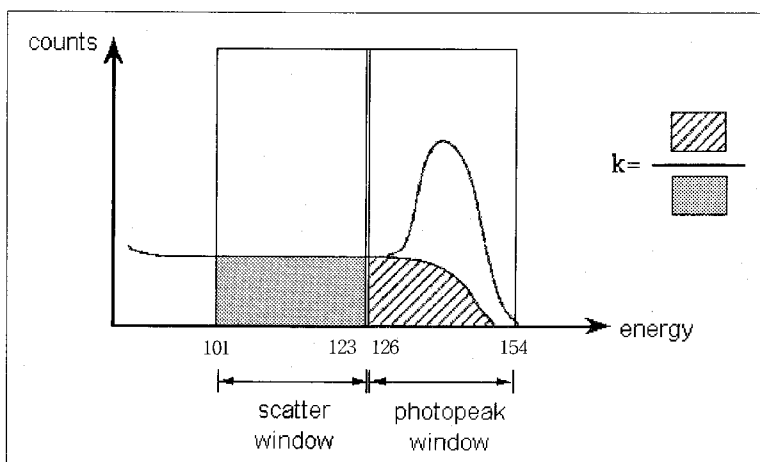


Fig. 2. A sketch of dual-energy window method was represented. The counts within the photopeak window were composed of both scattered (lined area) and unscattered (white area) gamma rays. The counts within photopeak window was assumed to be 0.4 (k value) of the counts within scatter window (gray area).

2. 영상 보정 방법

이 연구에서는 SPECT 데이터를 보정하는 방법으로 산란 보정과 감쇠 보정을 함께 실시하는 방법(SC+AC), 감쇠 보정만 실시하는 방법(AC), 보정을 하지 않는 방법(NONE)을 사용하였다.

첫 번째 방법 SC+AC에서는 산란 효과를 보정하기 위한 이중에너지윈도(dual-energy window, DEW) 방법^{4,6)}과 감쇠 효과를 보정하기 위한 Chang 방법^{7,8)}을 사용하였다. DEW에서는 Tc-99m의 140 keV를 중심으로 폭 20%의 광피크 윈도 126~154 keV를 설정하고 낮은 에너지의 산란 윈도 101~123 keV를 설정하여 각각의 데이터를 수집하였다. 광피크 윈도에서 검출되는 계수의 산란 성분은 산란 윈도에서 검출되는 계수에 비례한다고 가정하였다. 산란 윈도의 데이터에 산란 배수(scatter multiplier)를 곱하여 광피크 윈도의 데이터로부터 감산하였다. 산란 효과를 보정한 투사데이터 P는 광피크 윈도의 투사데이터 P_{ph}, 산란 윈도의 투사데이터 P_{sc}, 산란 감소 인자 k로 나타내었다(Fig. 2). k값⁹⁾으로는 0.4를 사용하였다.

$$P = P_{ph} - k \cdot P_{sc} \quad (1)$$

DEW 방법으로부터 광피크 윈도의 투사데이터에서 산란 성분이 대부분 제거되었다고 가정하고 평균 감쇠 계수 $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ 을 사용하여 Chang 방법으로 감쇠 효과를 보정하였다. SPECT 영상의 재구성과 관련된 계산감쇠보정에서는 대상 물체의 방사능 분포가 균일한 경우 매질에 대한 광자의 평균 감쇠 계수와 대상의 윤곽(contour)을 입력하여 영상의 각 점에서의 보정 인자를 전체 투사 각도에 평균 감쇠 인자로 계산하였다. 영상의 한 점(x, y)에서의 방사능을 A(x, y), 감쇠 보정 인자를 ACF(x, y), 점(x, y)부터 i번째 투사한 대상 윤곽의 가장자리(edge)까지의 광자의 경로를 S_i(x, y)라 하고, 감쇠 효과가 보정된 방사능 A₀는 다음과 같이 계산하였다.

$$A_0 = ACF(x, y) A(x, y), \quad (2)$$

$$ACF(x, y) = \frac{N}{\sum_{i=1}^n \exp[-\mu S_i(x, y)]}$$

영상 재구성시 Hamming 여과기, 1.116 cycles/cm 차단 주파수를 사용하였다.

두 번째 방법 AC에서는 감쇠 효과를 보정하기 위한 Chang 방법만을 사용하였다. Tc-99m의 광피크 140 keV에 대한 126~154 keV 에너지 윈도에서 데이터를 수집하고 임상 환경에서 통용되고 있는 broad-beam에 대한 감쇠 계수 $\mu = 0.11 \text{ cm}^{-1}$, Hamming 여과기, 1.116 cycles/cm 차단 주파수를 사용하여 영상으로 재구성하였다.

세 번째 방법 NONE에서는 보정 과정을 거치지 않고 같은 조건으로 영상 재구성을 실시하였다.

3. 영상 분석 방법

SPECT 데이터에 보정 방법을 적용하여 얻은 SC+AC, AC, NONE 영상들을 정량적으로 분석하기 위하여 삽입물 대 배후의 방사능 비(target-to-background, T/B), 영상 대비(contrast), 절대방사능을 구하였다. 영상의 관심영역은 6개 삽입물에 같은 크기의 원형을 그려서 삽입물 영역(T)으로 정하였고 Fig. 1에 표시한 삽입물 1과 5 사이에 같은 크기의 원형을 그려서 배후 영역(B)으로 정하였다.

T/B 값은 영상에서 측정된 T 계수치와 B 계수치의 비율로 구하였고 실제 사용량으로 계산한 참값 T/B와 비교하였다.

영상 대비는 다음과 같이 구하였다.

$$\text{영상 대비} = \frac{T - B}{T + B} \quad (3)$$

영상에서 측정된 영상 대비 값을 실제 사용량으로 계산한 참값을 기준으로 규격화하였다. SC+AC, AC, NONE 영상의 전체 영상 대비는 모든 삽입물들의 영상 대비 값을 평균하고 표준편차를 구하여 나타내었다.

영상에서 절대방사능을 측정하기 위해서 먼저 교정 인자를 구하였다. 팬텀과 같은 선원을 사용한 주사기 영상의 관심영역 계수치를 주사기에 주입한 방사능 농도와 영상 획득 시간으로 규격화하여 시스템의 교정 인자를 구하였다. SC+AC, AC, NONE 영

상의 T와 B 계수치에 세 가지 영상 유형에 대한 교정 인자를 각각 적용하여 절대방사능 양으로 전환하였고 모든 영상면(slice)에서 측정된 값들을 평균하고 표준편차를 구하여 나타내었다.

결 과

1. 영상 비교

팬텀에 Tc-99m을 주입한 삽입물들을 배치하고 SPECT를 사용하여 데이터를 얻었고 세 가지의 영상 처리 과정(SC+AC, AC, NONE)을 거친 결과 중에서 동일한 영상면을 Fig. 3에 나타내었다. SC+AC 영상에서는 깊이 2.4 cm에 있는 5개의 영역과 깊이 10.0 cm에 있는 영역이 잘 나타나 있었다. 세 영상에서 삽입물 대 배후의 방사능비가 4:1(깊이 2.4 cm), 3:1(깊이 10.0 cm), 11:1(깊이 2.4 cm)인 영역에 대하여 프로필을 구하여 Fig. 4에 나타내었다.

Table 1. A Comparison of Image Contrasts in NONE, AC, and SC+AC Images

Contrast*			
NONE	AC	SC+AC	TRUE
0.80±0.17	0.77±0.14	0.92±0.10	1

*, Contrast=(T-B)/(T+B); T, target; B, background; Values were normalized to true data and averaged in all injected activity concentration. NONE, no correction; AC, attenuation correction; SC+AC, combined scatter and attenuation correction.

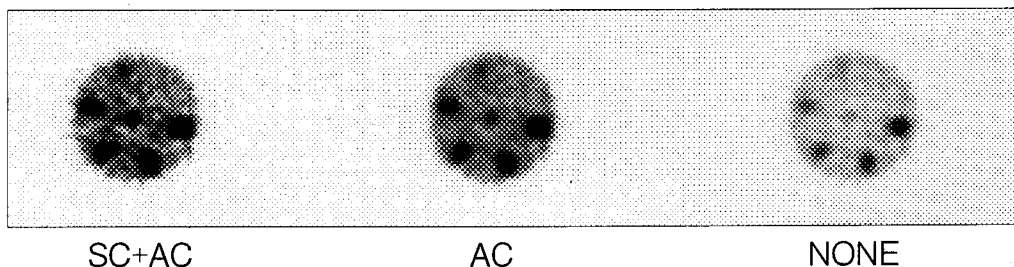


Fig. 3. SPECT image sets of six bottles placed within water-filled cylinder containing Tc-99m were represented. SC+AC, AC and NONE methods were performed, respectively.

Table 2. A Comparison of Radioactivity Values measured in SPECT Images

T:B	Radioactivity* (kBq/ml)			
	NONE	AC	SC + AC	TRUE
2:1	38.7±5.0	52.2±6.7	35.2±5.7	35.5±6.0
3:1	37.3±5.8	68.0±9.5	47.2±16.4	61.8±7.9
4:1	67.6±9.2	99.9±14.0	74.7±12.3	68.8±8.3
5:1	81.0±11.8	123.2±18.1	99.0±16.1	89.2±9.4
7:1	107.4±19.6	162.3±29.8	125.2±24.6	127.3±11.3
11:1	167.3±37.5	235.9±37.8	171.1±40.3	193.5±13.9

*, These values were acquired at 2.4 cm depth (2:1, 4:1, 5:1, 7:1, 11:1) and 10.0 cm depth (3:1) in a phantom. Mean ± standard deviation of all slices on SPECT image was presented. T, target; B, background; NONE, no correction; AC, attenuation correction; SC+AC, combined scatter and attenuation correction.

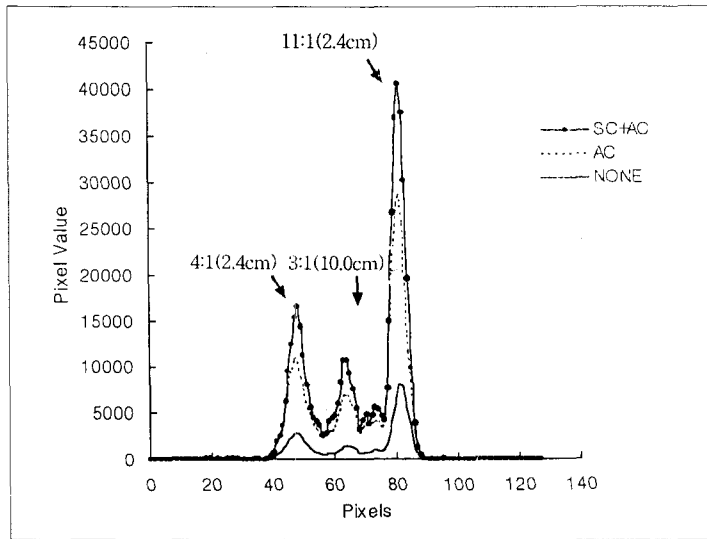


Fig. 4. Profiles of SC+AC, AC, and NONE image sets were compared. The injected activity ratios T:B were 4:1 (at the depth of 2.4 cm), 3:1 (at the depth of 10.0 cm), and 11:1 (at the depth of 2.4 cm).

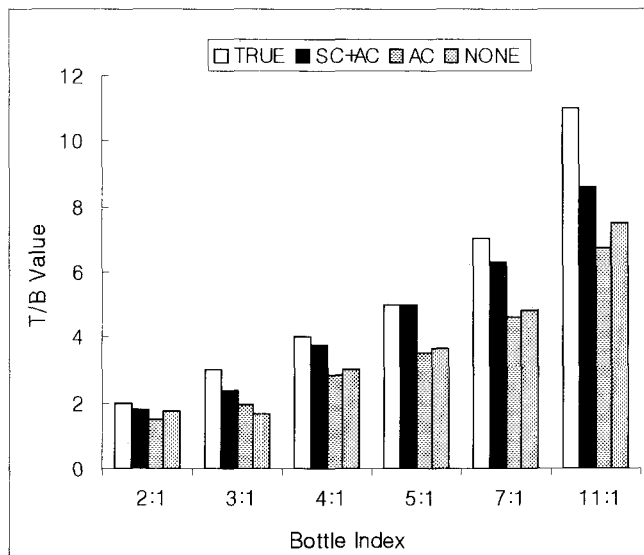


Fig. 5. Histograms of T/B values in SC+AC, AC, and NONE image sets were compared to TRUE according to six bottle indexes.

SC+AC 영상의 프로파일은 세 가지 삽입물 영역과 배후가 잘 분리되어 있었다.

2. T/B 비와 영상 대비에 의한 산란 및 감쇠 보정 평가

6개의 삽입물과 배후에 같은 크기(17 pixels)의

관심영역을 그려 T/B를 구하여 Fig. 5에 나타내었다. 깊이 2.4 cm에 있는 폴리에틸렌 병에 T:B가 2:1, 4:1, 5:1, 7:1, 11:1이 되고 깊이 10.0 cm에서는 T:B가 3:1이 되도록 선원을 주입하였을 때 세 가지 SPECT 영상 처리과정에 따른 차이를 실제 방사능 양(True)의 계산값과 비교하여 나타내었다. 팬텀의 표면으로부터 깊이 2.4 cm에 있는 영역에서는 참값 T/B 2, 4, 5, 7, 11에 대하여 NONE 영상의 측정값 T/B는 1.7, 3.0, 3.6, 4.8, 7.5로써 12~32%가 저하되었고 AC 영상은 1.5, 2.8, 3.5, 4.6, 6.7로써 24~37%가 저하되었다. 그러나 SC+AC 영상의 측정값 T/B는 1.8, 3.8, 5.0, 6.3, 8.6으로써 팬텀에 주입한 실제 방사능비에 대하여 1~20%만이 저하되었다. 깊이 10.0 cm인 팬텀의 중심부에서는 참값 T/B가 3일 때 NONE 영상은 1.7, AC 영상은 1.9, SC+AC 영상은 2.4로 저하되었다. 심부에 위치한 방사능 농도는 보정을 하지 않은 경우에는 과소평가의 정도가 51%에 달하였으나, 산란과 감쇠보정을 거쳤을 때 과소 평가의 정도가 31%로 개선되었다.

SPECT 영상의 전체 영상 대비를 Table 1에 나타내었다. 보정을 하지 않은 NONE 영상은 평균 0.80, 감쇠보정만을 실행한 AC 영상은 평균 0.77으로써 영상 대비가 저하되었으나 산란과 감쇠보정을 거친 SC+AC 영상은 평균 0.92로써 참값에 가장 근접하였다.

3. 영상에서의 절대방사능 측정

SPECT 시스템의 교정인자는 NONE 영상 처리에서 18.1 cps/(MBq/ml), AC 영상 처리에서 46.0 cps/(MBq/ml), SC+AC 영상 처리에서 86.4 cps/(MBq/ml)이었다. 세 가지 영상처리 과정에 따른 교정인자를 SPECT 영상에 적용하여 절대방사능 양으로 전환하여 Table 2에 나타내었다. SPECT 영상에서 표면으로부터 깊이 2.4 cm에 분포해 있는 T:B=2:1, 4:1, 5:1, 7:1, 11:1의 방사능양은 NONE 영상의 경우 참값과 비교하여 2~16%, AC 영상은 22~47%, SC+AC 영상은 1~11%의 차이가 있었다. 표면으로부터 깊이 10.0 cm에 분포해 있는 T:B=3:1인 방사능양은 NONE 영상의 경우 참값보다 40%가 감소하였고, AC 영상은 10%가 증가하였다. SC+

AC 영상은 참값에 비하여 24%가 감소하였다.

고 찰

SPECT 영상을 방사성약품의 체내 전달 및 흡수 선량을 평가하는데 응용하기 위해서는 광자 감쇠와 산란 효과와 같은 물리적 요인들을 보정한 절대방사능 측정이 필요하다. 이 연구에서 산란 및 감쇠 보정으로 적용한 DEW와 Chang 방법은 임상 환경에 쉽고 빠르게 응용할 수 있는 장점이 있다. 산란 보정에서는 기존의 광피크 윈도우에서 영상획득을 실시하고 동일한 조건에서 산란 윈도우 영상획득을 추가로 실시한 후 서로 감산하여 산란 성분을 제거하고, 감쇠 보정에서는 평균 감쇠 계수를 사용하는 계산과정을 실행한다. 이 때 사용하는 산란 감산 인자 k 는 스캔 대상, 시스템의 성능, 영상획득시 기하학적 구도 등 다양한 변수^{9,10)}들에 영향을 받는다. Tc-99m 선원에 대해서는 R.J. Jaszczak 등⁴⁾이 팬텀 실험을 통하여 $k=0.5$ 를 제시한 후 일반적으로 사용되었고 K.F. Koral 등⁵⁾은 하나의 상수가 아닌 다양한 k 값들을 시험해보았고 M.F. Smith와 R.J. Jaszczak⁶⁾은 불균일한 매질을 포함하여 일반화한 DEW에서 몬테-카를로 방법을 사용하여 k 값들의 분포를 조사한 결과 $k \sim 0.4$ 가 효율적이라고 하였다. 이 연구에서는 k 값을 직접 계산하지는 않았으나, M.F. Smith와 R.J. Jaszczak이 SPECT 기기로서 Triad (Trionix Research Laboratory, Twinsburg, OH, USA)와 저에너지 초고해상도 평행구멍 조준기를 모델화하고 126~154 keV, 90~126 keV에서 흉곽 팬텀을 대상으로 한 MCMATV3D¹¹⁾ 코드를 실행시켜 계산한 $k=0.4$ 를 도입하여 DEW 산란 보정을 실시하였다. 또한 감쇠 보정시 사용하는 감쇠 계수 μ 는 Tc-99m의 경우 산란 보정 과정을 실행하지 않을 때 broad-beam에 대하여 일반적으로 사용하는 0.11 cm^{-1} 을 사용하였고 산란 보정을 거친 후에는 narrow-beam에 대한 0.15 cm^{-1} 을 사용하였다.

따라서 DEW의 $k=0.4$ 와 Chang의 $\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$ 을 사용한 SC+AC 방법은 대상물이 표면으로부터 깊이 2.4 cm에 있을 때 오차의 범위가 T/B의 경우 1~20%, 영상 대비는 8%, 절대 방사능 값은 1~11%에

불과하여 효율적인 보정 과정이었음이 증명되었다. 반면에 임상적으로 통용되고 있는 Chang의 $\mu=0.11 \text{ cm}^{-1}$ 을 사용한 AC 방법에서는 오차의 범위가 T/B의 경우 24~37%, 영상 대비는 23%, 절대 방사능 값은 22~47%로 나타나 영상의 정량적 정확도가 저하되었다. 그리고 NONE 방법에서는 오차의 범위가 T/B의 경우 12~32%, 영상 대비는 20%, 절대 방사능 값은 2~16%로써 SC+AC로 보정을 한 것보다 정확도가 감소되었다. 그러나 스캔 대상의 심부 영역, 깊이 10.0 cm에 대상물이 있을 때 T/B의 오차는 NONE에서 51%, AC에서 44%이었고 SC+AC에서도 31%에 달하였다. 그리고 절대방사능 값은 NONE에서 40%가 감소되었고 AC만 실시한 경우 10%가 증가되었고 SC+AC에서 24%가 감소되었다. 따라서 대상물이 심부에 있을 때는 이 연구에서 실행한 DEW ($k=0.4$)와 Chang ($\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$)방법이 NONE이나 broad-beam에 의한 AC만 실행했던 것보다 오차를 개선하였으나 정량적으로 정확한 수치를 얻기에는 충분하지 않았다.

이것을 보충하기 위해서는 DEW 방법에서 편리성을 감안하여 산란 감산 인자를 하나의 상수로 사용하기보다는 앞에서 열거한 대상 물체와 시스템의 기하학적 구조 등의 다양한 변수들을 모델화한 컴퓨터 모사 계산을 통하여 k 값의 분포를 연구해야 한다. 그리고 역중첩 방법¹⁰⁾이나 다중-에너지 윈도를 사용하는 산란보정 방법 등에 비하여 DEW는 배후의 산란분포를 일률적으로 감소시키는 간단한 방법이므로 영상에서 측정된 방사능 비가 전체적으로 과소평가된다고 알려져 있다. 또한 감쇠보정 방법에서도 투과선원을 사용한 측정감쇠보정을 실시하고 영상 재구성 매개변수들에 대한 다양한 분석이 수반되어야 한다.

그러나 이러한 한계에도 불구하고 DEW와 Chang 방법은 임상환경에서 SPECT 영상을 쉽고 빠르게 보정할 수 있는 장점을 갖고 있고 broad-beam 감쇠계수만을 적용하거나 보정을 하지 않은 경우보다 정량적인 정확도를 크게 개선할 수 있다. 결론적으로, 영상획득과 표현 위주의 상용 SPECT 기기들은 정량적으로 정확한 수치를 요구하는 목적을 충족시키지 못하므로, 이 연구에서는 임상 환경

에서의 효율성을 고려한 최적의 방법으로 산란 및 감쇠 효과를 보정하여 신뢰도와 정확도가 개선된 절대방사능을 산출함으로써 SPECT 영상의 절대적인 정량화를 달성할 수 있음을 증명하였다.

요 약

목적: 이 연구의 목적은 SPECT 영상의 감쇠와 산란 현상을 보정하고 실제 임상 환경에서 상용하는 영상과 비교하여 그 효과를 평가하는 것이다. 그리고, 정확도가 개선된 영상에서 방사능양을 도출하여 SPECT 영상의 절대적인 정량화를 검증하는 것이다. **대상 및 방법:** 직경이 20.0 cm인 원통형 팬텀에 삽입물로서 체적 25 ml의 폴리에틸렌 병을 6개 배치하고 배후와 다양한 비율을 이루도록 Tc-99m을 주입하였다. SPECT 기기로는 Trionix Triad xlt 20을 사용하였고 광피크 윈도 126~154 keV, 산란 윈도 101~123 keV에서 데이터를 얻었다. 이중에너지 윈도(DEW) 방법과 Chang 방법을 사용하여 산란 및 감쇠 효과를 보정한 영상(SC+AC), 임상적으로 통용되고 있는 Chang 방법만을 사용하여 감쇠 효과를 보정한 영상(AC), 보정을 거치지 않은 영상(NONE)을 얻었다. SPECT 영상을 정량적으로 분석하기 위해 삽입물 대 배후의 방사능비(T/B), 영상대비, 절대방사능을 구하여 참값과 비교하였다. **결과:** 관심영역 분석을 통한 T/B는 참값에 대하여 SC+AC 영상은 1~20%의 차이를 보였고 AC의 24~37%와 NONE의 12~32%에 비하여 개선되었다. 또한 SC+AC에서 영상 대비는 참값 1에 대하여 0.92로써 AC의 0.77, NONE의 0.80에 비하여 향상되었다. SPECT 영상에서 얻은 절대방사능 값은 SC+AC 영상이 참값에 대하여 1~11%의 오차를 나타냈으나, AC의 22~47%, NONE의 2~16%에 비하여 정확하였다. 그리고 대상물이 10.0 cm의 심부에 있을 때 절대방사능 값은 SC+AC에서 24%의 감소, AC에서 10%의 증가, NONE에서 40%의 감소를 보였다. **결론:** 이 연구에서 사용한 DEW와 Chang 방법에 의한 산란 및 감쇠 보정은 임상에서 쉽게 적용할 수 있으며, 삽입물 대 배후의 방사능비와 영상 대비를 개선하였고 절대방사능을 정확하게 산

출할 수 있었다.

감사의 글

이 연구에 많은 도움을 주신 김 장휘 선생님과 권 오진씨께 감사드립니다.

참고 문헌

1. Iosilevsky G, Israel O, Frenkel A, Even-Sapir E, Ben-Haim S, Front A, et al. A practical SPECT technique for quantitation of drug delivery to human tumors and organ absorbed radiation dose. *Sem Nucl Med* 1989;19:33-46.
2. Zanzonico PB, Bigler RE, Sgouros G, Strauss A. Quantitative SPECT in radiation dosimetry. *Sem Nucl Med* 1989;19:47-61.
3. Tsui BMW, Zhao X, Frey EC, McCartney WH. Quantitative single-photon emission computed tomography, basics and clinical considerations. *Sem Nucl Med* 1994;24:38-65.
4. Jaszczak RJ, Greer KL, Floyd CE Jr, Harris CC, Coleman RE. Improved SPECT quantitation using compensation for scattered photons. *J Nucl Med* 1984;25:893-900.
5. Koral KF, Swailem FM, Buchbinder S, Clinthorne NH, Rogers WL, Tsui BMW. SPECT dual-energy-window compton correction, scatter multiplier required for quantification. *J Nucl Med* 1990;31:90-8.
6. Smith MF and Jaszczak R. Generalized dual-energy-window scatter compensation in spatially varying media for SPECT. *Phys Med Biol* 1994; 39:531-46.
7. Lee KH. Computers in nuclear medicine, a practical approach. *New York: The Society of Nuclear Medicine*; 1991.
8. Chang LT. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1978;NS-25:638-43.
9. Bonnin F, Buvat I, Benali H, Di Paola R. A comparative study of scatter correction methods for scintigraphic images. *Eur J Nucl Med* 1994; 21:388-93.
10. Yanch JC, Flower MA, Webb S. Improved quantification of radionuclide uptake using deconvolution and windowed subtraction technique for scatter compensation in single photon emission computed tomography. *Med Phys* 1990;17:1011-22.
11. Smith MF. Modeling photon transport in non-uniform media for SPECT with a vectorized Monte Carlo code. *Phys Med Biol* 1993;38:1459-74.