Original Article

SPECT/CT에서 자동노출제어(AEC)를 이용함으로써 얻어지는 영상의 질 평가와 피폭선량 감소에 관한 고찰

서울대학교병원 핵의학과[1], 을지대학교 방사선과[2]
윤석환[1] · 이성환[2] · 조성욱[1] · 김진의[1]

Study for Automatic Exposure Control Technique (AEC) in SPECT/CT for Reducing Exposure Dose and Influencing Image Quality

Seok-Hwan Yoon[1], Sung-Hwan Lee[2], Seong-Wook Cho[1] and Jin-Eui Kim[1]
[1]Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea
[2]Department of Radiological, Colleage of Health Science, Eulji University

Purpose Auto exposure control (AEC) in SPECT/CT automatically controls the exposure dose (mA) according to patient's shape and size. The aim of this study was to evaluate the effect of AEC in SPECT/CT on exposure dose reduction and image quality.

Materials and Methods The model of SPECT/CT used in this study was Discovery 670 (GE, USA), Smart mA for AEC; and ^{99m}Tc as a radioisotope. To compare SPECT and CT images by CT exposure dose variation, we used a standard technique set at 80, 100, 120, 140 kVp, 10, 30, 50, 100, 150, 200, 250 mA, and AEC at 80, 100, 120, 140 kVp, 10-250 mA. To evaluate resolution and contrast of SPECT images, triple line phantom and flangeless Esser PET phantom were used. For CT images, noise and uniformity were checked by anthropomrphic chest phantom. For dose evaluation to find DLP value, anthropomorphic chest phantom was used and the CT protocol of torso was applied by standard technique (120 kVp, 100 mA) and AEC (120 kVp, 10-250 mA).

Results When standard and AEC were applied, the resolutions at SPECT images with attenuation correction (AC) were the same as FWHM by center 3.65 mm, left 3.48 mm, right 3.61 mm. Contrasts of standard and AEC showed no significant difference: standard 53.5, 29.8, 22.5, 15.8, 6.0, AEC 53.5, 29.6, 22.4, 15.7, 6.1 In CT images, noise values at standard and AEC were 15.4 and 18.5 respectively. The application of AEC increases noise but the value of coefficient variation were 33.8, 24.9 respectively, obtaining uniform noise image. The values of DLP at standard and AEC were 426.78 and 352.09 each, which shows that the application of AEC decreases exposure dose more than standard by approximately 18%.

Conclusion The results of our study show that there was no difference of AC in SPECT images based on the CT exposure dose variation at SPECT/CT images. It was found that the increased CT exposure dose leads to the improvement of CT image quality but also increases the exposure dose. Thus, the use of AEC in SPECT/CT contributes to obtaining equal AC SPECT images, and uniform noise in CT images while reducing exposure dose.

Key Words SPECT/CT, Automatic exposure control, Attenuation correction

서 론

핵의학 검사에서의 SPECT영상은 방사성추적자를 이용하여 생체 내 분포하는 양상을 영상화하여 정량적이며 민감도가 매우 높고 균일한 해상도를 갖는 단층 상을 얻을 수 있는 장점을 가지고 있다. 하지만 해부학적인 정보가 부족하고 해상도

• Received: October 1, 2014. Accepted: October 22, 2014.
• Corresponding author: **Seok-Hwan Yoon**
Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital, 101 Daehangno, Jongno-gu, Seoul, 110-744, Korea
Tel: +82-2-2072-2532, Fax: +82-2-766-9083
E-mail: skysharp2@naver.com

Fig. 1. GE Discovery 670 NM/CT (SPECT/CT) was used for experiments of study.

Fig. 2. Flangeless Esser PET phantom was used to evaluate of % contrast of SPECT.

Fig. 3. Triple line phantom was used to evaluate the resolution of SPECT.

Fig. 4. Anthropomorphic chest phantom was used to evaluate noise and exposure dose of CT.

가 낮으므로 해부학적인 영상을 얻을 수 없어 정확한 위치판별에 한계가 있었다. 하지만 CT를 이용하여 감쇠보정과 SPECT의 기능적인 영상과 CT의 해부학적인 영상을 융합하여 영상진단의 시너지 효과를 창출할 수 있는 최근 SPECT/CT의 사용이 증가하고 있다.[1)]

하지만 SPECT/CT는 부가적인 CT의 사용으로 인한 환자가 받게 되는 방사선 선량을 증가시킨다. 본 연구에서는 SPECT/CT를 사용함으로써 불가피한 피폭선량에 대한 선량감소 효과를 위해 CT의 방사선 노출 시 CT선량이 자동조절 되는 CT장비의 자동노출제어(Automatic exposure control; AEC)시스템을 SPECT/CT에 적용함으로써 피폭선량의 감소효과와 영상의 질의 변화를 비교 및 평가하고자 하였다.

먼저, AEC란 CT스캔 시 환자의 크기와 모양 등을 고려하여 방사선량을 자동적으로 조절할 수 있는 자동노출 제어 시스템이다. CT스캔 전에 환자위치(topogram 또는 surview 또는 scout) 영상을 통해 환자의 크기, 감약에 대한 정보를 얻어 참조영상과 조합을 하는데 참조영상의 피사체보다 환자의 크기가 크면 관전류량은 증가하며, 작으면 감소한다.

AEC방법으로는 X-ray 튜브가 환자를 회전하면서 환자의 X, Y축을 기준으로 매 투사마다 감쇠계수에 따라 관전류를 조절하는 angular방식과 환자의 Z축 방향으로 환자의 체적에 따라 관전류가 조절되는 longitudinal 방식이 있으며, 두 가지 방식이 같이 작용하여 관전류가 조절되는 방법이 있다.[2)]

본 연구에서는 SPECT/CT를 이용하여 영상을 획득 시 AEC 방법을 적용하여 SPECT영상을 획득하고, CT의 선량을 변화시켜 이에 따라 얻어지는 attenuation map을 SPECT영상에 감쇠 보정하여 SPECT영상의 변화를 평가하고, CT선량변화에 따른 CT영상의 평가 그리고 피폭선량의 변화에 대하여 평가해보았다.

실험방법 및 재료

1. 실험 장비 및 재료

실험에 사용된 장비는 Discovery NM/CT 670 (GE Healthcare, USA) 이며(Fig. 1), 자동노출제어 시스템인 AEC 방법은 angular방식과 longitudinal 방식이 결합된 GE사에서

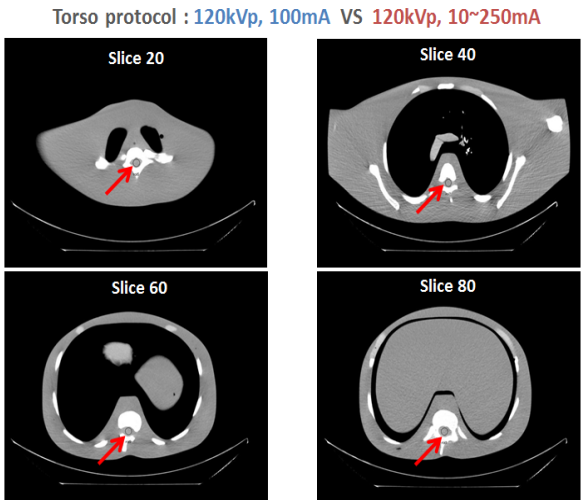

Fig. 5. For evaluate noise and uniformity, cross-sectional views showing ROI placement in the spine region of the chest phantom.

제공되는 Smart mA방법을 적용하였다. 사용된 phantom은 Flangeless Esser PET phantom (Fig. 2)과 triple line phantom (Fig. 3), anthropomorphic chest phantom (Fig. 4)을 사용하였다.

2. Phantom 제작

먼저 SPECT영상의 contrast를 평가하기 위해 테프론, 물, 공기가 삽입되어있는 Flangeless Esser PET phantom을 이용하였다. background에 1.11 kBq의 ^{99m}Tc을 주입하고 8, 12, 16, 25 mm cylinder와 배후 방사의 비를 8:1이 되도록 모형을 제작하였다. 그리고 SPECT영상의 resolution을 평가하기 위해 triple line phantom의 background에 증류수 37 MBq의 ^{99m}Tc을 균일하게 희석하여 채우고 세 개의 line에 3.7 MBq을 주입하였다. 그리고 CT영상의 noise와 uniformity를 측정하기 위해서 anthropomorphic chest phantom을 사용하였다.

3. 영상획득 및 재구성

먼저 SPECT영상의 획득방법은 제작된 Flangeless Esser PET phantom과 triple line phantom을 LEHR 콜리메이터를 이용하여, 매트릭스 크기 128×128, 3°씩 120 frame을 획득하였으며, CT 영상의 획득방법은 anthropomorphic chest phantom을 사용하여 두가지 방법으로 나누어 영상을 획득하였다. 첫 번째 방법은 관전압 80, 100, 120, 140 kVp, 관전류 10, 30, 50, 100, 150, 200, 250 mA로 각각 설정하여 CT영상을 획득하였으며, 두 번째 방법은 관전압 80, 100, 120, 140 kVp, AEC 시스템인 smart mA (10-250) mA를 각각 관전압에 적용하여 CT영상을 획득하였다.

영상의 재구성 방법은 SPECT영상은 OSEM, iteratation 4, subset 8, CT선량의 변화에 의하여 얻어진 attenuation map을 SPECT영상에 감쇠 보정하여 영상을 재구성하였다. CT영상의 재구성방법은 FBP방법, kernel standard으로 영상을 재구성하였다.[3)]

4. 영상분석 및 선량평가

1) SPECT영상의 contrast & resolution

SPECT영상의 contrast의 평가방법은 먼저 CT선량의 변화에 대한 뼈, 물, 공기 의 감쇠정도에 따른 SPECT영상의 cold spot에 대한 contrast 평가와 cylinder크기에 따른 hot spot에 대한 contrast 평가로 나누어 비교해 보았다. 재구성된 영상의 cylinder와 background에 각각의 ROI를 그려 아래의 공식을 사용하여 hot spot과 cold spot에 대한 contrast를 평가 하였다.

$$Q_H = \frac{Ch/Cb - 1}{Ah/Ab - 1} \times 100 \ , \ Q_C = (1 - \frac{Cc}{Cb}) \times 100$$

Q_H : Hot spot contrast ratio, Qc : Cold spot contrast ratio
Ch : Hot spot count, Ah : Hot spot activity, Ab : Background activity
Cc : Cold spot count, Cb : Background

SPECT영상의 resolution 평가방법은 CT선량변화에 각각 획득되어진 attenuation map을 적용시킨 감쇠 보정한 SPECT영상에 3개의 점에 X, Y축으로 프로파일을 그려 FWHM을 구하여 CT선량 변화에 따른 resolution을 평가하였다.

2) CT영상의 noise & uniformity

CT영상의 noise와 uniformity 평가 방법은 본 연구에서는 anthropomorphic chest phantom을 이용하였으므로 torso를 기준으로 실험하였다. 장비회사에서 제공되는 default torso 프로토콜의 CT선량조건(120 kVp, 100 mA)과 자동노출제어 AEC smart mA (120 kVp, 10-250 mA)를 적용하여 획득한 anthropomorphic chest phantom의 CT영상에 전체 spine을 따라 일정한 ROI를 설정하여 측정된 CT No.에 대한 표준편차 (standard deviation)을 구하여 CT영상의 noise를 평가하였으며, CT영상의 각 슬라이스에 대한 noise 값의 변동계수 (coefficient variation)를 산출하여 uniformity를 평가하였다 (Fig. 5).[4)]

Table 1. The result of contrast in cold spot which bone, air and water

Bone / Air / Water								
kVp \ mA	10	30	50	100	150	200	250	AEC
80	53.6/40.1/34.5	53.5/40.0/35.2	53.4/40.2/35.1	53.5/40.2/35.2	53.6/40.1/35.2	53.7/40.2/35.2	53.4/40.1/35.2	53.5/40.2/35.5
100	54.1/40.2/35.5	51.6/40.1/35.6	51.5/40.1/35.6	51.4/40.2/35.6	51.5/40.1/35.6	51.4/40.2/35.6	51.5/40.1/35.5	51.7/40.1/35.5
120	49.8/40.1/35.5	49.8/40.2/35.6	49.8/40.2/35.5	49.7/40.3/35.6	49.6/40.2/35.6	49.7/40.2/35.6	49.8/40.1/35.5	51.6/40.3/35.5
140	48.3/40.2/35.6	48.4/40.2/35.6	48.4/40.2/35.6	48.5/40.1/35.6	48.4/40.3/35.7	48.4/40.1/35.7	48.5/40.2/35.6	51.4/40.2/35.5

Table 2. The result of contrast in hot spot of each cylinder size

25 mm / 16 mm / 12 mm / 8 mm								
kVp \ mA	10	30	50	100	150	200	250	AEC
80	28.9/21.6/15.6/6.1	28.6/21.5/15.6/6.1	28.6/21.6/15.6/6.1	28.7/21.5/15.6/6.3	28.8/21.6/15.7/6.2	28.8/21.8/15.6/6.2	28.8/21.9/15.7/6.2	29.6/22.4/15.8/6.1
100	29.6/22.4/15.7/6.1	29.6/22.4/15.7/6.1	29.7/22.5/15.7/6.0	29.8/22.5/15.8/6.0	29.8/22.5/15.7/6.0	29.7/22.4/15.6/6.2	29.8/22.5/15.6/6.1	29.7/22.4/15.7/6.0
120	29.6/22.4/15.8/6.1	29.7/22.5/15.7/6.1	29.6/22.4/15.7/6.0	29.8/22.6/15.8/6.0	29.9/22.5/15.8/6.2	29.8/22.6/15.7/6.1	29.7/22.5/15.6/6.2	29.8/22.5/15.7/6.0
140	29.6/22.4/15.7/6.1	29.6/22.4/15.7/6.1	29.7/22.5/15.8/6.0	29.8/22.5/15.7/6.1	29.7/22.6/15.8/6.1	29.8/22.5/15.6/6.2	29.7/22.5/15.7/6.1	29.7/22.4/15.7/6.0

Table 3. The result of resolution comparison

Center / Left / Right								
kVp \ mA	10	30	50	100	150	200	250	AEC
80	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.60
100	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.60
120	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.61
140	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.65/3.48/3.61	3.64/3.48/3.60

3) 환자선량

SPECT에서 발생되는 환자의 선량은 동일한 SPECT영상을 재구성 하였으므로 CT선량변화에 대한 환자가 받게 되는 선량만을 평가하였다. CT영상을 평가하기 위한 default torso 프로토콜의 CT선량조건(120 kVp, 100 mA)과 자동노출제어 AEC smart mA (120 kVp, 10-250 mA)를 적용하였을 때, CT에서 환자의 선량을 나타내는 CT dose index, 즉 선택된 CT 사용 환경에서 촬영된 전체 체적에 대한 평균방산선량인 CTDIvol 값과 환자의 몸에 축적된 총에너지를 나타내는 CTDIvol값과 스캔범위를 곱한 값의 DLP (dose-length product) 값을 기준으로 환자가 받는 선량을 간접적으로 평가하였다.

결 과

1. SPECT영상의 contrast & resolution

CT의 선량을 변화시켜 획득한 attenuation map을 SPECT 영상에 감쇠 보정하여 contrast를 평가한 결과 첫 번째 뼈, 공기, 물의 감쇠물질에 대한 CT선량의 변화에 따른 cold spot의 contrast결과 공기와 물의 물질에 대해서는 관전압 80, 100, 120, 140 kVp, 관전류 10, 30, 50, 100, 150, 200, 250 mA의 선량변화와 AEC smart mA (10-250) mA를 적용하였을 때 cold spot에 대한 contrast값은 차이가 없었다. 뼈 물질에 대해서는 관전류 10, 30, 50, 100, 150, 200, 250 mA의 변화와 AEC smart mA (10-250) mA를 적용하였을 때에는 contrast값은 차이가 없었지만 관전압이 증가 할수록 contrast 값은 감소하였다 (Table 1).

두 번째 cylinder의 크기에 대한 CT선량의 변화에 따른 hot spot의 contrast결과 cylinder 크기가 감소할수록 contrast 값은 감소하였지만, 관전압 80, 100, 120, 140 kVp, 관전류 10, 30, 50, 100, 150, 200, 250 mA의 선량변화와 AEC smart mA (10-250) mA 적용하였을 때 hot spot에 대한 contrast값은 차이가 없었으며, SPECT영상을 육안으로 평가 시 큰 차이 가 없었다(Table 2)(Fig. 6).

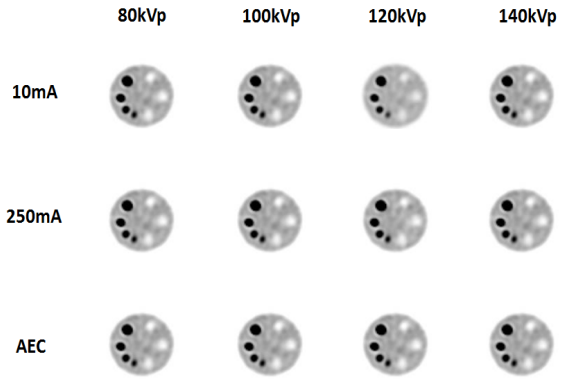

Fig. 6. As a result of comparing SPECT image with attenuation correction using flangeless esser phantom, when applying each tube voltage, tube currents and AEC of CT, there was no significant differences images.

CT의 선량을 변화시켜 획득한 attenuation map을 SPECT 영상에 감쇠 보정하여 resolution을 평가한 결과 세 개의 점 left, center, right 에 대해서 FWHM결과 관전압 80, 100, 120, 140 kVp, 관전류 10, 30, 50, 100, 150, 200, 250 mA의 선량변화와 AEC smart mA (10-250) mA 적용하였을 때 left 3.48 mm, center 3.65 mm, right 3.60 mm로 일정한 resolution 값을 나타내었다(Table 3).

2. CT영상의 noise & uniformity

장비회사에서 제공되는 default torso 프로토콜의 CT선량조건 (120 kVp, 100 mA)과 자동노출제어 AEC smart mA (120 kVp, 10-250 mA)를 적용하여 획득한 anthropomorphic chest phantom의 CT영상에 전체 spine을 따라 일정한 ROI를 설정하여 noise를 평가한 결과 80개의 슬라이스에 대한 SD의 평균값은 각각 15.4, 18.5 결과 값을 보여 AEC smart mA를 적용하였을 때 noise값은 증가하였다. 반면, 80개의 슬라이스에 대한 SD의 변동계수 값은 각각 33.8, 24.9 값을 나타내어 슬라이스에 대한 noise의 변동 값이 작아 noise가 uniformity한 영상을 나타내었다(Fig. 7).

3. 환자선량

Default torso 프로토콜의 CT선량조건(120 kVp, 100 mA)에서의 CTDIvol값과 DLP값은 각각 9.97 mGy, 426.78 mGy_cm 자동노출제어 AEC smart mA (120 kVp, 10-250mA)를 적용하였을때의 CTDIvol값과 DLP값은 8.20 mGy, 352.09 mGy_cm로 AEC smart mA를 사용하였을 때 약 18%의 선량

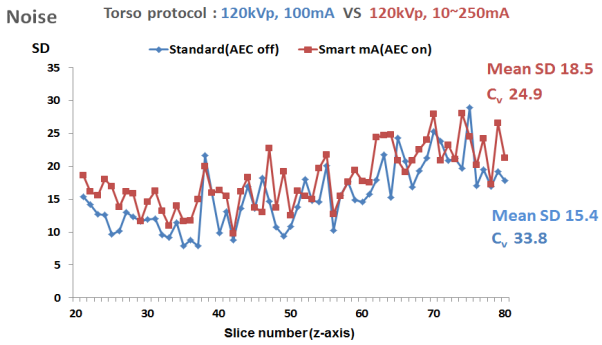

Fig. 7. When applied AEC, the average standard deviation over every slice is increased, But noise variation over each slice is decreased with AEC.

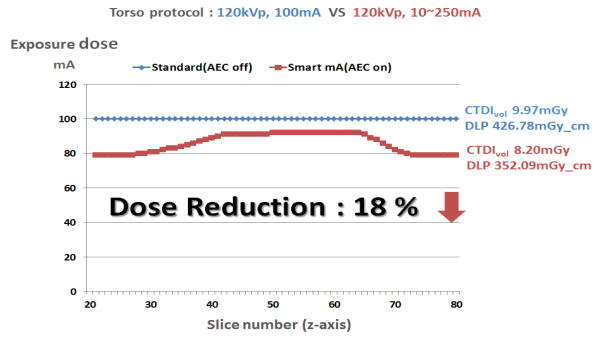

Fig. 8. This shows the comparison of CT exposure dose when applied default torso protocol and AEC, the exposure dose reduced by 18% with AEC.

감소 효과를 보였다(Fig. 8).

결론 및 고찰

SPECT/CT는 CT영상을 이용한 SPECT영상의 감쇠보정과 CT영상의 해부학적인 정보를 SPECT영상과 융합함으로써 높은 진단의 정보를 제공하므로 최근 핵의학 분야에서 SPECT/CT 사용이 증가하고 있다. 반면, SPECT검사에서의 방사성동위원소에 대한 선량과 추가적인 CT검사로 인하여 환자가 받게 되는 방사선 선량은 증가하고 있다. 그러므로 SPECT/CT검사 시 환자가 받는 선량을 줄이기 위해서, CT 선량을 줄이기 위한 방법으로 환자의 체형, 크기, 해부학적 위치에 따라 CT선량이 자동으로 조절되는 자동노출제어 시스템인 AEC (smart mA)를 사용함으로써 CT의 선량을 줄이고자 하였다. 먼저, AEC (smart mA)를 사용하기에 앞서, CT선량변화에 대한 감쇠보정 한 SPECT영상의 평가와 CT영상을 평가하고 환자가 받는 선량의 변화에 대해서도 알아보았다. 실험결과 SPECT영상평가에서는 CT선량변화에 따른 SPECT

영상의 감쇠보정은 큰 차이가 없음을 확인 할 수 있었다. 하지만 CT영상평가에서는 CT선량이 감소할수록 noise가 증가하여 영상의 화질이 저하되었다. SPECT/CT에서 CT의 역할은 SPECT영상의 감쇠보정과 국소화이기 때문에 CT선량의 감소는 환자가 받게 되는 선량은 감소하지만 화질의 저하를 초래한다.[5] 그러므로 적절한 CT의 선량의 선택에 대해서도 고려해야한다. 본 연구에서 SPECT/CT 검사 시 CT선량이 자동으로 조절되는 자동노출제어 시스템인 AEC (smart mA)를 사용하여 환자가 받는 선량을 감소시킬 수 있었으며, 진단적 가치가 있는 CT영상을 얻을 수 있었다. 또한 CT영상의 각 슬라이스에 대한 노이즈의 변동이 작은 uniformity한 영상을 얻을 수 있었다.

최근 SPECT/CT의 사용이 증가함에 따라 장비의 각 제조사에서 CT의 선량을 줄이기 위한 AEC 방법뿐만 아니라 선량을 줄이면서 영상의 질을 좋게 구현하기 위한 프로그램이 개발되어지고 있다. 본 연구에서는 AEC 적용방법으로 GE사의 smart mA를 적용하였으며, phantom 실험만을 하였다. 각 제조사에서 제공되는 AEC의 방법은 CT의 선량을 줄이기 위해 사용되는 기본방식은 동일하지만 제조사별로 AEC를 적용하기 위한 영상의 reference나 추구하는 영상 quality에는 약간의 차이가 있다. 그러므로 각 제조사별의 AEC적용에 대한 영상과 선량에 대한 평가에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

요 약

SPECT의 기능적인 영상과 CT의 해부학적 영상을 융합하여 영상 진단의 시너지 효과를 창출하는 SPECT/CT는 부가적인 CT의 사용으로 환자의 피폭선량을 증가시킨다. SPECT/CT를 사용함으로서 불가피한 피폭선량에 대한 선량감소 효과를 위해 CT의 방사선 노출 시 선량이 환자의 크기와 모양에 따라 자동조절 되는 CT장비의 자동노출제어(Automatic exposure control, AEC)시스템을 SPECT/CT에 적용함으로써 피폭선량의 감소효과와 영상의 질의 변화를 비교 및 평가하고자 하였다.

실험에 사용된 SPECT/CT는 GE사의 Discovery 670이며, AEC 기법으로는 Smart mA를 선원은 ^{99m}Tc을 사용하였다. CT선량 변화에 따른 SPECT영상과 CT영상의 질을 비교하기 위해 CT의 조건을 첫 번째 관전압 80, 100, 120, 140 kVp, 관전류 10, 30, 50, 100, 150, 200, 250 mA, 두 번째 AEC기법은 (10-250 mA)로 설정하여 실험하였으며, SPECT영상의 resolution과 contrast를 평가하기 위해 triple line phantom과 Flangeless Esser PET phantom을 사용하였으며, CT영상과 선량을 평가하기 위해서 anthropomorphic chest phantom을 이용하였다. Torso protocol (120 kVp, 150 mA)을 적용하였으며 AEC기법(120 kVp, 10-200 mA)으로 촬영하여 noise와 uniformity를 측정하였으며, CTDI (mGy), DLP (mGycm)값을 구하였다.

관전압, 관전류의 변화와 AEC 적용에 대한 감쇠보정 한 SPECT영상에서의 Resolution은 FWHM [mm] left 3.48 mm, center 3.65 mm, right 3.60 mm 로 일정한 값을 보였다. Contrast의 결과 값은 cold spot에 대한 감쇠물질 정도에 따른 공기, 물에 대해서는 큰 차이를 나타내지 않았으며, 뼈에 대해서는 관전압이 증가할수록 감소하는 값을 보였다.

Hot spot에 대해서는 관전압과 관전류의 변화 그리고 AEC를 적용 시 큰 차이를 보이지 않았다. CT영상에서의 noise값을 각각 비교한 결과 15.4, 18.5으로 AEC적용 시 noise 값은 증가하였지만 noise값의 coefficient variation (CV)값은 각각 33.8, 24.9으로 AEC 사용 시 노이즈 값의 변동이 작아 uniformity한 영상을 얻을 수 있었다. 선량평가를 위한 비교에서 DLP [mGy-cm]값은 426.78, AEC 적용 시 352.09 의 값을 보여 AEC적용 시 피폭선량이 약 18% 감소함을 알 수 있었다. 본 실험을 통하여, SPECT/CT 영상에서 CT선량변화에 따른 SPECT 영상의 감쇠보정은 차이가 없음을 확인 할 수 있었으며, CT선량의 증가는 CT영상의 질은 향상되지만, 피폭선량이 증가하므로 피폭선량을 줄이기 위해 AEC기법을 적용하여 동일한 감쇠 보정된 SPECT영상과 noise가 균일한 CT영상을 획득할 수 있으며 피폭선량이 감소할 수 있을 것으로 기대된다.

REFERENCES

1. James A. Patton, Timothy G. Turkington. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. ***J Nucl Med Technol.*** 2008;36:1-10.
2. Michael R. Bruesewitz, Lifeng Yu, Thomas J. Vrieze, James M. Kofler, Cynthia H. McCollough. Smart mA–automatic exposure control (AEC) : Physics principle and practical hints. ***Mayo Foundation for Medical Education and Research.*** 2008.
3. Solomon JB, Christianson O, Samei E. Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers. ***Med Phys.*** 2012;39(10):6048-55.
4. Marcus Soderberg, Mikael Gunnarsson. Automatic exposure control in computed tomography–an evaluation of systems from different manufactures. ***Acta Radiologica***. 2010;51(6):625-34.
5. 김우현. SPECT/CT 검사에서 CT선량 변화에 따른 환자선량 및 영상의 질 변화에 관한 연구 2011. ***고려대학교 도서관.***