

^{137}Cs 점선원을 이용한 감쇠 보정기법들의 평가

연세대학교 핵의학과¹, 진단방사선과 방사선외과학 연구소²
 봉정균² · 김희중^{1,2} · 손혜경² · 권윤영² · 박해정^{1,2} · 윤미진^{1,2} · 이종두² · 정해조²

Assessment of Attenuation Correction Techniques with a ^{137}Cs Point Source

Jung-Kyun Bong, Ph.D.², Hee-Joung Kim, Ph.D.^{1,2}, Hye-Kyoung Son, M.Sc.², Yun-Young Park, B.Sc.², Hae-Joung Park, Ph.D.^{1,2}, Mijin Yun, M.D.^{1,2}, Jong-Doo Lee, M.D. & Ph.D.^{1,2}, Hae-Jo Jung, Ph.D.²

Division of Nuclear Medicine¹, Department of Radiology, Yonsei University College of Medicine, Research Institute of Radiological Science², Yonsei University, Seoul, Korea

Purpose: The objective of this study was to assess attenuation correction algorithms with the ^{137}Cs point source for the brain positron emission tomography (PET) imaging process. **Materials & Methods:** Four different types of phantoms were used in this study for testing various types of the attenuation correction techniques. Transmission data of a ^{137}Cs point source were acquired after infusing the emission source into phantoms and then the emission data were subsequently acquired in 3D acquisition mode. Scatter corrections were performed with a background tail-fitting algorithm. Emission data were then reconstructed using iterative reconstruction method with a measured (MAC), elliptical (ELAC), segmented (SAC) and remapping (RAC) attenuation correction, respectively. Reconstructed images were then both qualitatively and quantitatively assessed. In addition, reconstructed images of a normal subject were assessed by nuclear medicine physicians. Subtracted images were also compared. **Results:** ELAC, SAC, and RAC provided a uniform phantom image with less noise for a cylindrical phantom. In contrast, a decrease in intensity at the central portion of the attenuation map was noticed at the result of the MAC. Reconstructed images of Jaszack and Hoffman phantoms presented better quality with RAC and SAC. The attenuation of a skull on images of the normal subject was clearly noticed and the attenuation correction without considering the attenuation of the skull resulted in artificial defects on images of the brain. **Conclusion:** the complicated and improved attenuation correction methods were needed to obtain the better accuracy of the quantitative brain PET images. (Korean J Nucl Med 39(1):57-68, 2005)

Key Words: Positron emission tomography; Attenuation correction; ^{137}Cs point source

서 론

PET (positron emission tomography)는 체내의 관심 기관들을 기능적으로 정량적으로 영상화할 수 있는 대표적 영상기기이다. 뇌 PET 영상에서 민감도를 높이기 위해서, 3D 획득 방식을 사용하는 뇌 PET 스캔을 실행해왔다. 비록 전용 3D 뇌 PET 스캐너가 민감도를 높일 뿐만 아니라, 영상질을 높이는데 이바지해왔을지라도,¹⁾ 일반적으로, 스캐너의 가

격부담으로 인하여 다목적 전신 PET 스캐너를 뇌 영상화를 위해서도 활용해오고 있다.

GSO PET 스캐너 (Allegro, Philips-ADAC Medical Systems, Cleveland, OH, USA)는 ^{137}Cs 투과 점선원을 사용하여 감쇠 효과를 보정하는 것으로 다목적 전신 3D 영상화를 위한 것이다.²⁻⁴⁾ 양전자 방출 선원보다 높은 에너지를 가진 ^{137}Cs 점선원의 장점은 광자들의 유출량이 많고, 투과 선원과 방출 선원 에너지(662 keV vs 511 keV)가 다르기 때문에 방출 선원을 대상자에게 주입 후 투과 및 방출 데이터를 서로간에 많은 영향을 주는 것 없이 획득할 수 있다는 점이다. 또한, 투과 선원이 붕괴함에 따라 선원을 주기적으로 교체해야 한다는 부담이 있었는데, 반감기가 30년인 ^{137}Cs 선원을 사용함으로써 그에 대한 부담을 절감하였다는 장점 또한 가지고 있다.⁵⁾

감쇠 보정은 정확한 정량분석을 위한 뇌 PET 영상화에

• Received: 2005. 1. 17. • Accepted: 2005. 2. 12.

• Address for reprints: Hee-Joung Kim, Ph.D., Division of Nuclear Medicine, Department of Radiology, Yonsei University College of Medicine, Research Institute of Radiological Science, Yonsei University, Seoul 120-752, Korea
 Tel: 82-2-361-5753 Fax: 82-2-393-3035
 E-mail: hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

있어서 중요한 역할을 하고 있는데, 대뇌 3D PET 영상에 대한 감쇠보정의 효과가 보고되었고,⁶⁾ 그리고 PET을 이용한 뇌 활성화 연구에서 감쇠 보정의 효과도 보고되었다.^{7,8)} 그럼에도 불구하고, 뇌 영상화 과정에서 감쇠 보정 알고리즘들의 선택은 논쟁의 대상이 되어왔다.

측정된 투과 영상은 사실 그대로, 511 keV 투과 선원에 대한 정확한 선형감쇠계수들을 나타낼 수 있다. 그러나, ^{137}Cs 점선원으로부터 얻어진 투과 스캔 데이터는 511 keV 투과 선원이 제공해 왔던 것과 동일한 선형감쇠계수를 제공하지 못한다. 게다가, 방출 선원 주입 후, 투과 선원의 획득은 동시 계수가 아닌 단일 계수이기 때문에, 방출 선원으로부터 오염과 같은 영향을 받을 수도 있다. 그러한 영향은 투과 스캔 데이터에 의한 감쇠맵이 더 낮은 감쇠계수를 초래할 수 있으므로, 방출 선원 주입 후, 실행되는 투과 선원 스캔의 경우, 방출 선원의 오염에 대한 감산이 반드시 필요하다.^{9,10)}

Chang의 감쇠 보정, 즉, 계산에 의한 감쇠 보정 방법과 같은 단순한 감쇠 보정법들의 사용이 뇌 영상화를 하는데 있어서 논쟁의 대상이 될지라도, 대부분의 경우 임상 진단은 PET 영상의 질적 평가를 바탕으로 두기 때문에, 전통적으로 계산에 의한 감쇠 보정 방법을 사용하고 있다. 그러나, 수동적으로 그려지는 뇌 주위의 윤곽은 작업자에 따라 달라지기 때문에, 정량적으로 정확하지 않은 영상을 초래할 수 있다. 또 다른 방법인, 분할 감쇠 보정 기법은 스캔 시간을 줄이고, 노이즈가 작은 영상을 얻기 위해 전신 PET 영상에 실행되어 왔다. 또한, 511 keV 평균 감쇠계수를 할당함으로써, 위에서 기술된 ^{137}Cs 감쇠 계수들의 한계를 극복할 수 있는 가능성을 제한해왔다.

그러한 목적을 위해, 몇 명의 연구자들이 ^{137}Cs 투과 선원을 이용한 PET 영상화를 위한 감쇠보정 기법들을 개발하거나 평가해 왔다.¹¹⁻¹⁶⁾ 특히, ^{137}Cs 점선원을 이용한 전신 PET 영상 평가에 대한 보고에 의하면,¹¹⁾ 분할 감쇠 보정에 의한 데이터가 ^{137}Cs 점선원의 데이터를 처리하기 위해 효율적인 방법이라고 보고하였다. 그러나, 사람의 머리에 대한 감쇠맵이 전신과 다르기 때문에, 뇌 영상을 위해 분할 감쇠 보정 기법을 사용하는 것은 여전히 논쟁의 대상이 될 수 있다고 할 수 있다. 본 연구의 목적은 3D 뇌 PET 영상에서 ^{137}Cs 점선원을 이용한 감쇠 보정 기법들을 평가하는 것이다.

대상 및 방법

1. PET 시스템

본 연구를 위해 사용된 PET 시스템은 28 모듈들로 구성되어 있다. 각 모듈은 29×22 GSO 결정들의 배열로 이루어져

있고, PET 시스템의 결정들은 420개의 광전자증배관에 부착되어 있다. 축방향 FOV (field of view)는 18 cm이고, 동시 계수 창은 8 ns이다. PET 시스템의 링의 수는 29개이며, 결정의 총 수는 17,864개이다. 슬라이스 두께는 2 mm이다. 투과 선원은 밀봉된 ^{137}Cs 점선원 약 740 MBq (약 20 mCi)으로 되어 있고, 갠트리안의 차폐된 컨테이너 내 저장되어 있다. 투과 또는 공백 스캔 획득 동안, 선원은 환자주위를 회전한다. 투과 스캔 데이터는 SSRB (single-slice rebinning) 적용 후, 4번의 반복과 8개의 부분집합(subset)을 이용하여 반복적 재구성 방법인 OSEM (ordered subset expectation maximization)을 이용하여 재구성하였다.^{17,18)} PET 스캐너가 전신 스캔을 위해 더 큰 종축방향 FOV를 사용할 지라도, 뇌 PET 영상의 질을 높이기 위해서, 256 mm의 종축방향 FOV들을 사용하였다. 투과 스캔에서 발생 수 있는 511 keV 방출 방사선에 의한 오염을 줄이기 위해서, 625-800 keV의 에너지창 설정으로 획득하였다.

2. 데이터 획득

1) 팬텀 데이터

약 110 MBq의 ^{18}F 이 희석된 물로 채워진 4 종류의 팬텀들(원통형, NEMA, Jaszack, 호프만)을 각각 이용하여 실험을 하였다. 방출 데이터는 20분 동안 3D 모드로 획득되었고, 투과 선원 데이터는 임상에서 사용하는 것처럼, ^{137}Cs 점선원을 물체주위로 4번 회전시켜 획득되었다. 이때 투과 스캔을 하기 위해 걸리는 시간은 회전당 42초이다.

2) 임상 데이터

본 연구를 위해 한 명의 정상인 대상자가 GSO PET 스캐너를 사용하여 ^{18}F -FDG PET 스캔을 하였다. ^{18}F -FDG 뇌 PET 스캔을 위해 본 기관에서 사용하는 임상 프로토콜을 실시하였다. 대상자에게 ^{18}F -FDG를 kg당 약 5.18 MBq를 주입하였다. 방출 선원을 대상자에게 주입 후 투과 스캔이 이루어졌고, 투과 영상을 얻기 위해 ^{137}Cs 점선원을 대상자 주위로 4번 회전시켰다. 방출 스캔은 20분 동안 3D 모드로 실행하였다.

3. 감쇠 보정

1) 타원형 감쇠 보정(Ellipse attenuation correction, ELAC)

방출 선원 데이터는 빠른 데이터 처리를 위해 2차원 반복적 재구성방법을 이용하여 감쇠보정없이 재구성하였다. 그리고 나서, 타원형 윤곽선을 감쇠 보정되지 않은 영상 위에서 두께를 주위에 직접 그렸고, 그려진 윤곽선들을 각각의

모든 팬텀 영상 위에 복사하였다. 마지막으로, 그려진 윤곽선을 이용한 ELAC를 포함하여 다시 데이터를 재구성하였다.

2) 측정된 감쇠 보정(Measured attenuation correction, MAC)

MAC은 투과 스캔 데이터를 이용하여 511 keV 방출 감마선들의 감쇠를 보정하였다. 투과 스캔 데이터로부터 산란뿐만 아니라 방출에 의한 오염(Emission contamination, EC)이 에너지 전환을 위해서 고려되었다. 662 keV 에너지 창 내 소멸광자의 오염을 줄이기 위해서, 재구성에 앞서 투과 데이터에서 EC를 감산하였다. EC 평가가 투과 선원이 없는 가상 스캔을 사용하여 측정되어야만 할지라도, 단일 투과 스캔의 EC가 상대적으로 균일한 공간 분포를 가졌다고 가정하여 EC를 평가하였다. MAC을 이용시 662 keV 선형감쇠계수는 511 keV 선형감쇠계수로 선형적으로 전환되었다.

3) 분할 감쇠 보정(Segmented attenuation correction, SAC)

SAC는 체내에 있는 각 기관에 대해 감쇠 계수가 할당될 때, 감쇠 보정이 노이즈를 발생시키지 않는 반면 단순하고 정확하다. SAC의 한계는 4가지의 두개골, 피부조직, 그리고 공기, 그리고 머리 고정대가 존재하는 머리와 목 부위에 대한 영상에서 발생하는데, 더욱 복잡한 분할 기법을 요구한다. 본 연구에서 사용되는 SAC는 히스토그램 피팅에 바탕을 둔 간단한 분할기법을 이용한다.¹⁹⁾ 분할 후, 662 keV 선형감쇠계수를 511 keV 선형감쇠계수를 할당한다. 방출 영상 위에 윤곽선을 그리지 않는다는 것을 제외하고 ELAC와 유사하였다.

4) 재배치된 감쇠 보정(Remapping attenuation correction, RAC)

RAC은 MAC에 부분적으로 영상분할을 한 하이브리드 기법이다.²⁰⁾ RAC을 위해, 단일 투과 선원 데이터를 측정하고, 662 keV 선형감쇠계수를 더 낮게 하는 산란과 소멸광자에 의한 오염을 보정한 다음, 662 keV 선형감쇠계수를 511 keV 선형감쇠계수로 전환한다.

본 연구는 영상질을 높일 뿐만 아니라, 정량적으로 정확한 데이터를 얻기 위해서 감쇠 보정 기법들, 즉, ELAC, MAC, SAC, RAC을 비교하였다.

4. 산란 보정

Random과 산란에 대한 보정은 배후방사능 가감법을 이

용하여 실행하였다.^{23,24)} 윤곽선을 정의하기 위해서, MAC, SAC, RAC으로 재구성하는 동안, 감쇠맵을 이용하였다. ELAC를 위해 그려진 윤곽선들은 ELAC로 재구성하는 동안 산란 보정을 위해 재사용되었다.

5. 영상 재구성

데이터는 PET 제조업체에서 권장한 영상처리 변수들을 이용하였고, 제공된 소프트웨어 (File Management 8.1.4 in Allegro)를 이용하여 재구성하였다. 영상처리 변수들은 본 연구기관에서 뇌 영상을 위해 특별히 최적화되지 않았다. 영상을 재구성하기 위해서, RAMLA3D (row action maximum likelihood algorithm)를 적용하였다.^{21,22)}

소멸광자 데이터를 재구성하기 위해서, 2번의 반복, 0.008의 완화 (relaxation) 변수, 2.5의 blob 반경, 2의 blob Bessel 함수, 8.63의 blob 알파, 2.0의 blob BCC, 그리고 0.005의 화소 한계치가 RAMLA3D의 변수들로서 사용되었다.

6. 데이터 분석

각각의 재구성된 영상들은 전문가들에 의해서 시각적으로 평가되었다. NEMA 팬텀의 삽입물들에 대한 감쇠 계수들이 비교되었다.

Jaszack 팬텀 영상 위에서 6개의 cold sphere들과 배후방사능에서 그려진 관심영역 (ROI)들로부터 측정된 계수들에 의해서 대조도를 계산하였다. 다음 식은 6개의 구에 대한 대조도를 계산하기 위해서 사용되었다.

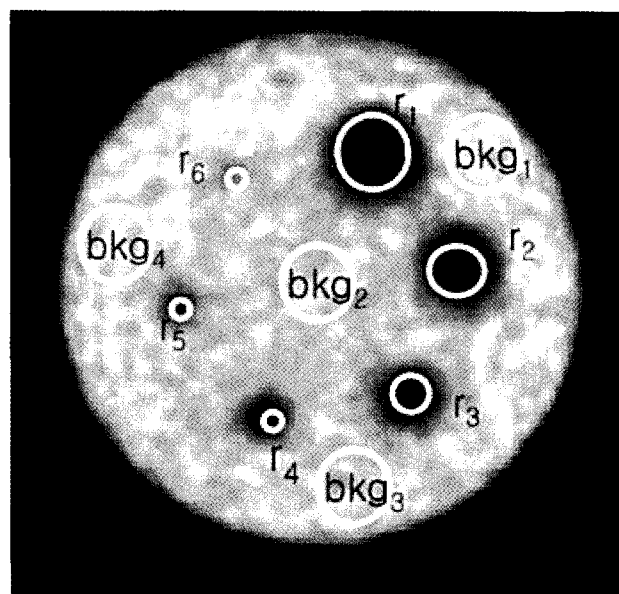


Fig. 1. Regions of interest on the Jaszack phantom image. ROIs were drawn on 6 cold spheres and 4 background activity.

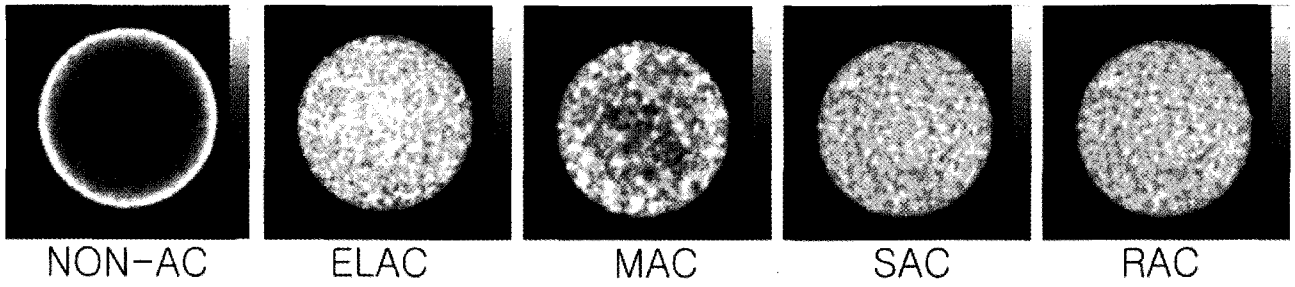


Fig. 2. Reconstructed images of the cylindrical phantom data. They were reconstructed using different types of attenuation correction algorithms. From left to right : reconstructed images with non-attenuation-corrected, ellipse attenuation-corrected, measured attenuation-corrected, segmented attenuation-corrected, and remapping attenuation-corrected.

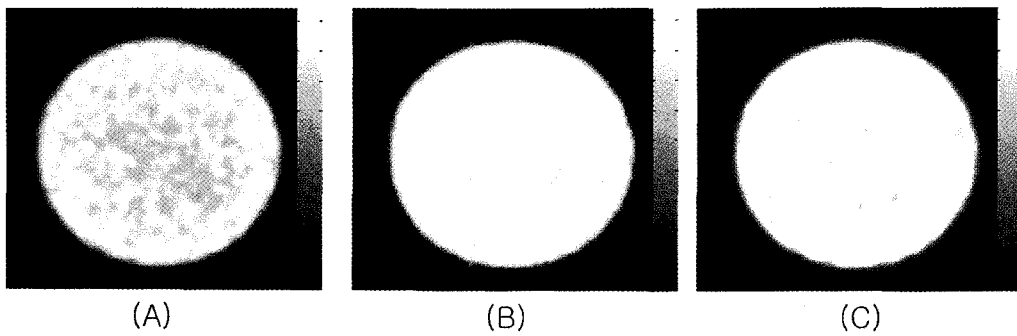


Fig. 3. Attenuation maps of cylindrical phantom transmission data. Measured (a), segmented (b) and remapping (c) maps were produced by different types of processing techniques.

$$(1) \text{ contrast} = \frac{C_{\text{bkg}} - C_{\text{sphere}}}{C_{\text{bkg}}} \times 100$$

여기서, C_{bkg} 는 배후방사능의 계수이고, C_{sphere} 는 6개 구중의 하나로부터 얻은 계수이다. Fig. 1은 Jaszack 팬텀 영상위에 그려진 ROI들이다. 배후방사능의 계수는 4개 ROI의 평균 계수이다. 10개의 인접된 슬라이스에서 대조도를 계산하였다.

또한, % 정규화된 표준 편차 (normalized standard deviation, NSD)가 평가와 비교 목적을 위해 계산되었다. %NSD는 다음 식과 같다.

$$(2) \%NSD = \frac{SD}{M} \times 100, \quad SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (C_i - M)^2}{N}}$$

여기서, C_i 는 i 번째 화소에서 얻은 계수이고, N 은 ROI내의 화소들의 총 수이다. 화소당 평균 계수(M)와 표준 편차(SD)는 재구성된 팬텀 영상에 그려진 ROI들로부터 계산되었다. 대조도와 같이 10개의 슬라이스를 선택하여 %NSD를 구하였다.

정상인을 대상으로 하여 획득된 임상 뇌 PET 영상과 Analyze (Analyzedirect, Inc, USA) 프로그램과 함께 개발된 SISCO (Subtracted Ictal SPECT CO-registered to

MRI)을 사용하여 감산 영상들을 얻었다.²⁵⁾ 본 연구는 ELAC, RAC, SAC 영상들을 MAC 영상들로부터 감산하였고, 그리고 나서, SAC 영상들을 RAC 영상들로부터 감산하여 비교하였다. 그러나, 본 연구에서는 PET 영상을 MRI 영상에 융합시키지 않았고, 감산된 영상을 시각적으로 확인하기 위해서, 감산된 영상을 재구성된 PET영상에 결합하였다.

결 과

본 연구는 GSO PET 스캐너와 함께 제공된 팬텀 고정대 위에 원통형 팬텀을 위치시켰다. 여기서 제공된 팬텀 고정대는 공기 중에서 팬텀을 실험할 수 있게 하기 때문에 방사선을 감쇠시키지 않는다. 즉, 머리 고정대 또는 환자 테이블에 의한 감쇠를 관찰할 수 없다. 그러나, 다른 팬텀들, 즉, Jaszack, NEMA, 호프만 팬텀들은 뇌 PET 스캔에서 사용되는 머리 고정대 위에 놓여졌다.

1. 원통형 팬텀 실험 결과

원통형 팬텀 영상을 이용하여 PET 영상의 균일성 평가를 실행하였다. 시각적으로 감쇠맵을 비교하였고, 그리고 x축과

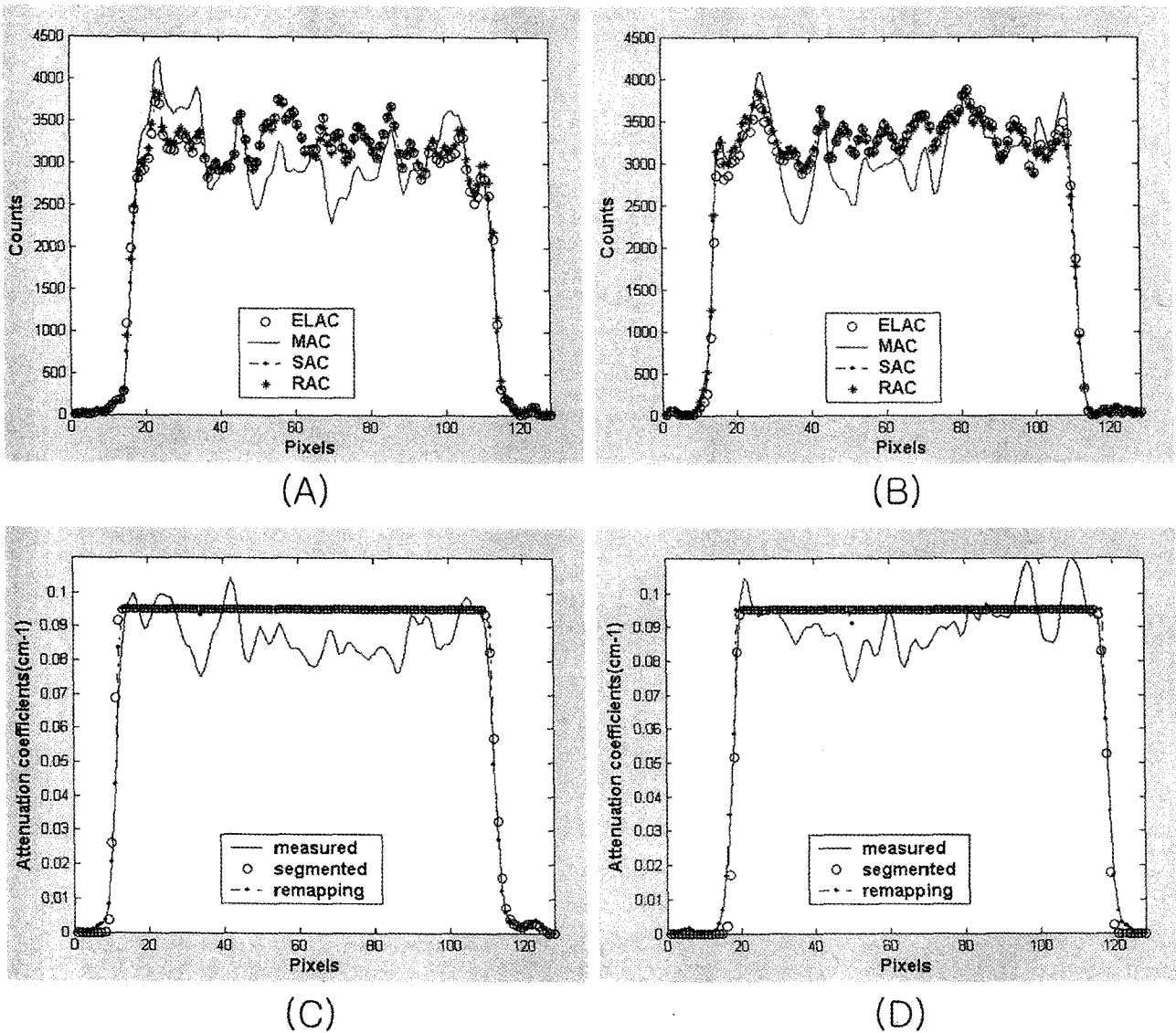


Fig. 4. Line profiles along x- and y-axis. They were obtained from reconstructed images of the cylindrical phantom data. Top: line profiles along x- and y-axis of attenuation corrected images. Bottom: x- and y-axis profiles of attenuation maps.

Table 1. percentage normalized standard deviation of the cylindrical phantom data

	Measured (%)	Segmented (%)	Remapping (%)
emission data	10.70 ± 0.67	6.29 ± 0.20	6.43 ± 0.20
attenuation map	7.84 ± 0.96	0.16 ± 0.03	0.56 ± 0.21

y축을 따라 라인 프로파일을 얻어 평가하였다. Fig. 2에서 보여준 것처럼, 방사선의 감쇠를 보정하는 것에 의해서, 원통형 팬텀의 영상들은 측정된 감쇠맵에 의해서 보정된 것을 제외하고 모두 균일하였다. 이것은 원통형 팬텀 영상의 중심에서 인공적인 손상이 초래되었기 때문에, 이를 사용한 방출 영상에서 또한 중심에서 세기가 떨어지는 것을 볼 수 있었다

(Fig. 3). Fig. 4는 방출 데이터의 재구성 영상과 투과 데이터에 의한 감쇠맵의 라인 프로파일을 보여준다. ELAC, SAC, RAC은 균일한 영상을 보여주었다. Table 1은 원통형 팬텀 영상의 %NSD이다. 측정된 감쇠맵의 %NSD는 다른 감쇠맵들에 비해 변화가 심한 것을 보여주었다. 그러한 결과는 MAC으로 재구성된 영상의 비균일성을 초래하였다.

Table 2. Comparison of the contrasts of the reconstructed images of Jaszack phantom data

ROI	MAC* (%)	SAC† (%)	RAC‡ (%)
1	79.64±2.59	81.18±0.55	82.21±0.39
2	75.04±3.17	75.11±0.72	76.14±0.52
3	71.16±3.66	69.13±0.90	70.03±0.65
4	59.52±5.14	60.82±1.14	61.61±0.83
5	53.05±5.97	46.76±1.54	47.66±1.14
6	21.15±10.02	21.18±2.29	21.89±1.69
Mean S.D.	59.93±5.09	59.03±1.19	59.92±0.87

*MAC-measured attenuation correction, †SAC-segmented attenuation correction, ‡RAC-remapping attenuation correction

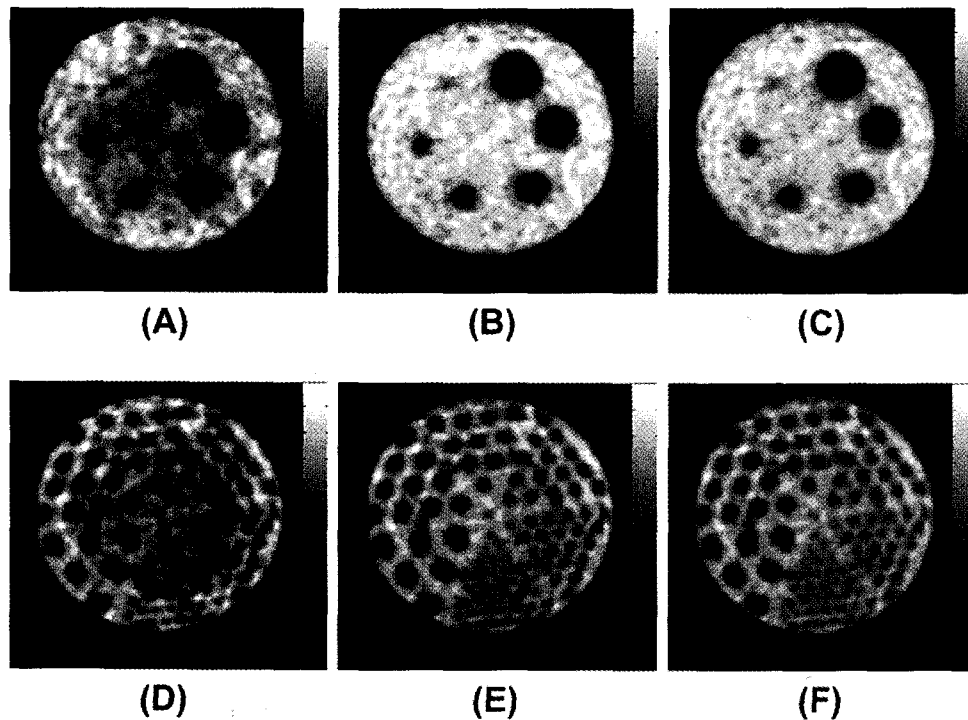


Fig. 5. Reconstructed images of Jaszack phantom data with three different types of attenuation algorithms. Cold spheres show on top images and cold bar images show on bottom images.

2. Jaszack 팬텀 실험 결과

Fig. 5에서 보여준 것처럼, Jaszack 팬텀 영상들은 명확하게 팬텀안에 있는 cold sphere들과 bar들의 영상들을 보여주었다. %대조도들이 유사한 값들을 제공할 지라도, MAC 영상에서 얻어진 표준 편차는 다른 기법들보다 더 큰 값을 보였다(Table 2).

3. NEMA 팬텀 실험 결과

본 연구에서는 감쇠 계수를 비교하기 위해서, NEMA 팬텀 실험을 실행하였다. NEMA 팬텀의 직경은 20 cm이고, NEMA 팬텀안의 삽입물들의 직경은 5 cm이었다. 양전자 방출 선원보다 더 높은 에너지를 가진 ^{137}Cs 점선원을 투과

선원으로써 사용하고, 에너지가 662 keV로부터 511 keV로 전환되어야 하기 때문에, 선형감쇠계수들을 평가하는 것이 중요하다.

본 연구에서는 511 keV에 대한 선형감쇠계수를 얻기 위해서 ^{68}Ge 투과 선원을 이용하였고, 이를 선형감쇠계수에 대한 표준 값으로 고려하였다. ^{68}Ge 를 사용하여 물(0.092 cm^{-1}), 테플론(0.162 cm^{-1}), 공기(0.004 cm^{-1})의 선형감쇠계수를 측정하였다(Table 3). ^{137}Cs 점선원을 사용하여 얻어진 물의 선형감쇠계수들은 측정된 감쇠맵에서 0.094 cm^{-1} , 분할 감쇠맵에서 0.095 cm^{-1} , 마지막으로 재배치된 감쇠맵에서 0.095 cm^{-1} 이었다. 그리고 테플론의 경우, 측정된 감쇠맵, 분할 감쇠맵, 재배치된 감쇠맵에서 각각 0.164 cm^{-1} , 0.095

Table 3. Attenuation coefficients of water, air, and Teflon bars in the NEMA phantom

	Water (cm^{-1})	Teflon (cm^{-1})	Air (cm^{-1})
Ge-68 (511keV)	0.092 ± 0.013	0.162 ± 0.015	0.004 ± 0.000
Measured map	0.094 ± 0.007	0.164 ± 0.010	0.016 ± 0.004
Segmented map	0.095	0.095	0.017 ± 0.005
Remapping map	0.095 ± 0.000	0.095 ± 0.000	0.020 ± 0.005

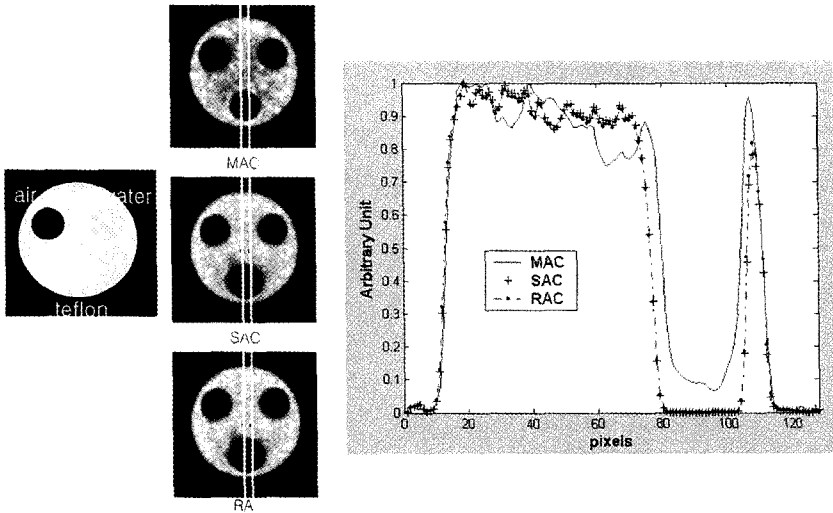


Fig. 6. Attenuation-corrected images of the NEMA phantom data. Mean profiles were obtained with them along y-axis. From top : measured attenuation-corrected (MAC), segmented attenuation-corrected (SAC), and remapping attenuation-corrected (RAC) images.

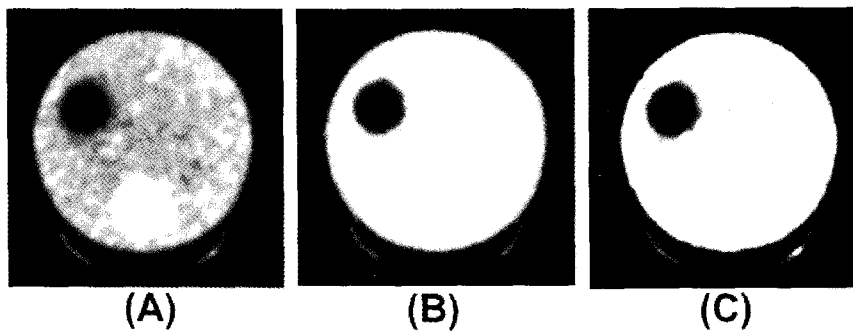


Fig. 7. Attenuation maps of NEMA phantom data. They were acquired from different types of the attenuation correction techniques. From left to right : Measured attenuation map (a), segmented attenuation map (b), and remapping attenuation map (c).

cm^{-1} , 0.095 cm^{-1} 이었다. 즉, SAC과 RAC은 테플론 기둥에 의한 감쇠를 과소 보정하였다. 또한, 공기의 감쇠 계수들은 측정된 감쇠맵, 분할 감쇠맵, 재배치된 감쇠맵에서 각각 0.016 cm^{-1} , 0.017 cm^{-1} , 0.020 cm^{-1} 이었다. Table 3에서 보여주는 것처럼, MAC을 포함하여 SAC과 RAC은 공기 기둥에 의한 감쇠를 과대보정하였다. Fig. 6은 각각의 감쇠 보정 알고리즘으로 재구성된 NEMA 팬텀 영상들을 보여주는데, SAC을 사용시 동일한 슬라이스에서 하단의 세기가 상단의 세기보다 더 낮은 것을 보여주었다. Fig. 7은 NEMA 팬텀의 감쇠맵을 보여준다.

4. Hoffman 팬텀 실험 결과

시각적으로 호프만 팬텀 영상들을 MAC, SAC, RAC에 대해 비교하였다. 각각의 보정 방법들에 의해 재구성된 영상들은 MAC 영상의 시상하부 영역을 제외한 다른 영역들에서 시각적으로 유사한 것으로 평가되었다. 시상하부영역인 중심 부분에서의 섭취율이 다른 영역들과 비교하여 더 낮게 나타났다(Fig. 8).

5. 임상 데이터

정상인 대상자의 뇌가 팬텀보다 작기 때문에, 대상자의

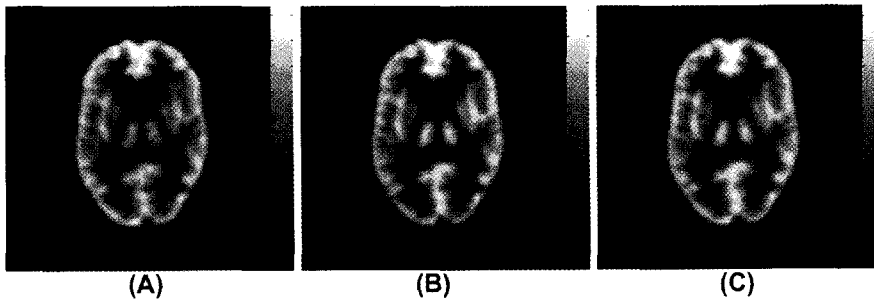


Fig. 8. Reconstructed images of the Hoffman phantom data. They were reconstructed with measured attenuation map (MAC), segmented attenuation map (SAC), and remapping attenuation map (RAC).

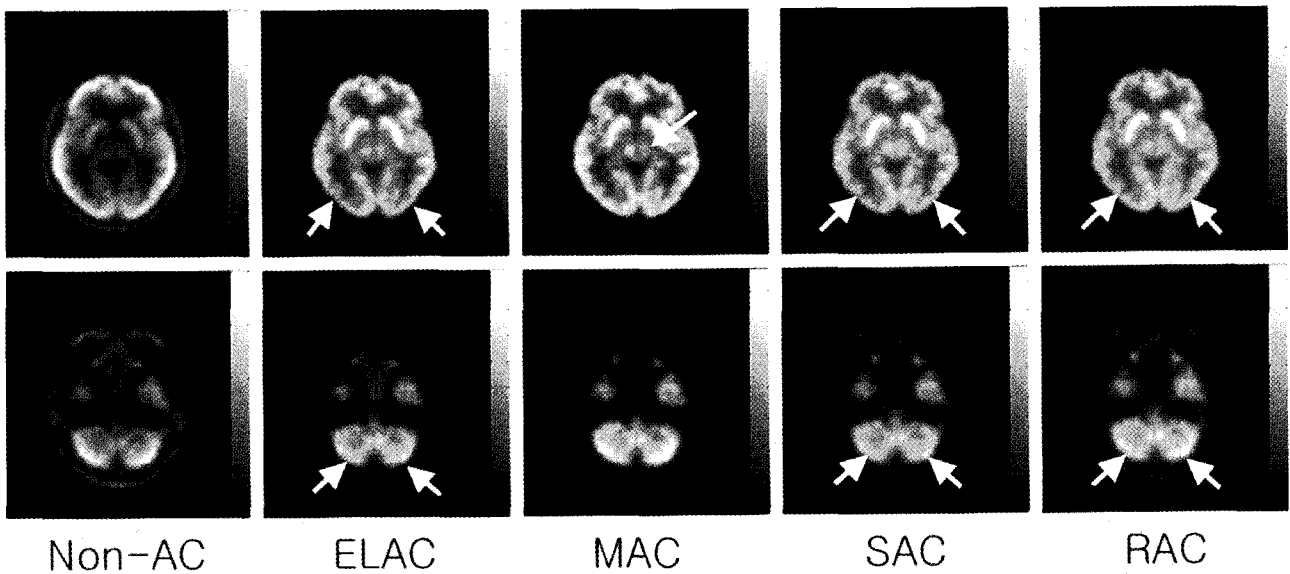


Fig. 9. Clinical transaxial brain images. They were reconstructed with different types of attenuation correction algorithms. Top images are of a middle of the brain and bottom images are of the cerebella area. The arrows indicate the artificial defects on reconstructed images. From left to right : reconstructed images with non-attenuation correction (NON-AC), ellipse (ELAC), measured (MAC), segmented (SAC), and remapping attenuation correction (RAC).

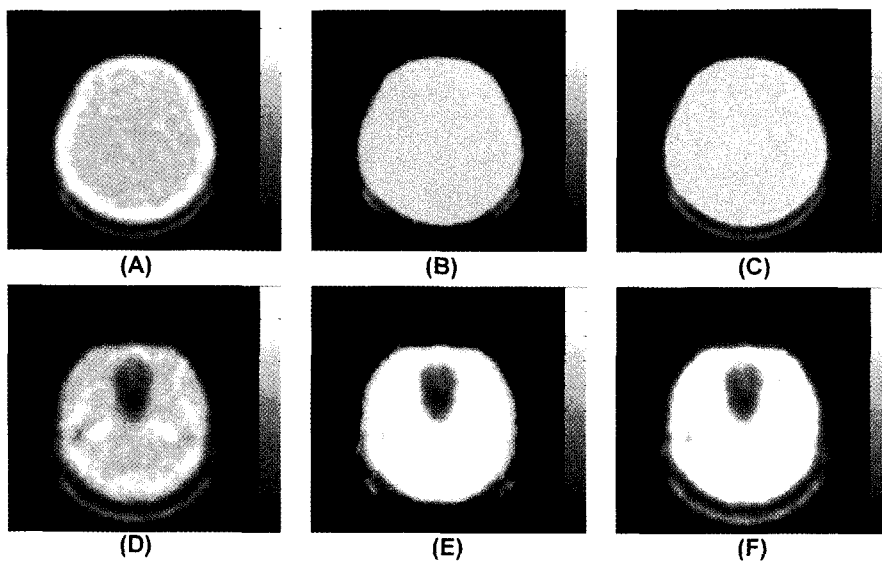


Fig. 10. Attenuation maps of the clinical brain transmission data. Top images show a middle of the brain and bottom images show a cerebella area of the brain.

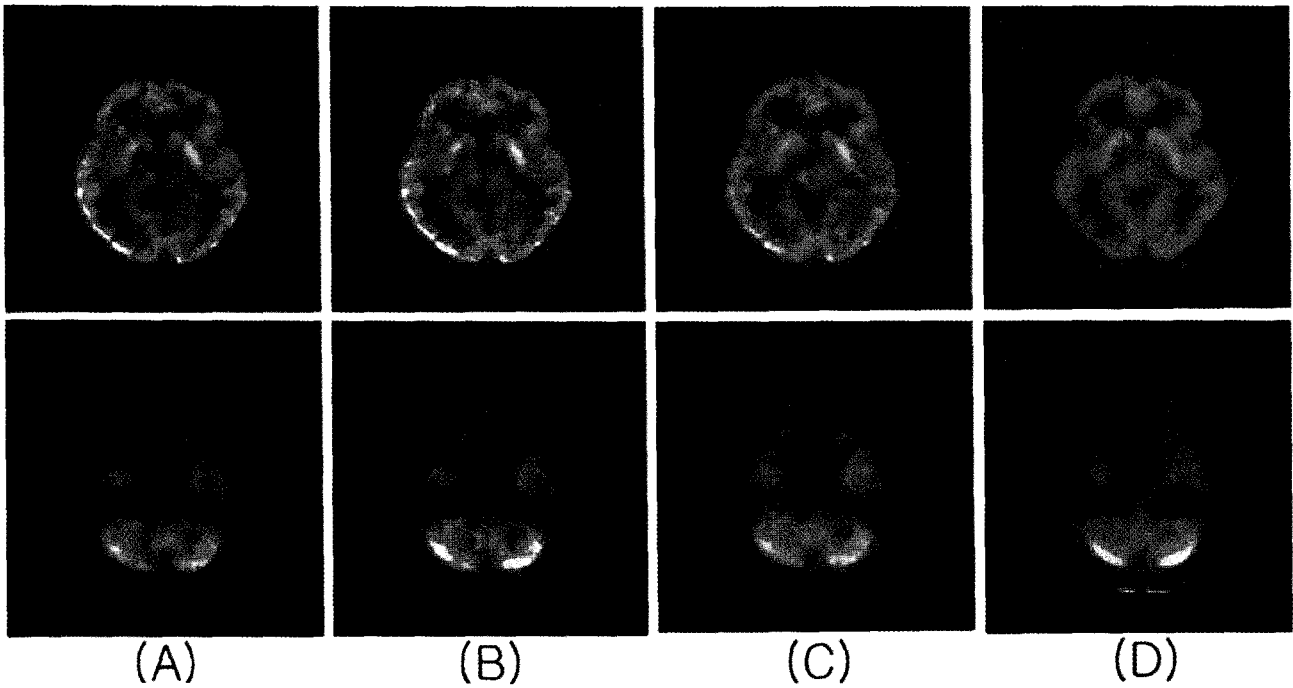


Fig. 11. Subtracted images by SISCOM. They were combined with measured attenuation-corrected images, to indicate a position. Top images are of a middle of the brain and bottom images are of the cerebella area. From left to right: MAC RAC (a), MAC SAC (b), MAC-ELAC (c) and RAC SAC (d).

머리와 머리고정대가 쉽게 256 mm FOV안에 위치될 수 있었다.

호프만 팬텀의 재구성 영상에서 드러난 것처럼 (Fig. 8), MAC으로 재구성된 영상에서 시상하부의 섭취율이 ELAC, SAC, SAC보다 더 낮았다(Fig. 9). 반면에 ELAC, SAC, RAC영상으로 재구성된 영상에서 후두부의 영역이 마치 손상이 있는 것처럼 낮았다. 그러나, MAC상에서 그러한 영역들은 균질하게 보였다. ELAC, SAC, RAC의 소뇌 부분에서 섭취율 또한 뇌의 다른 부분과 비교하여 낮게 나타났다. Fig. 10은 투과 스캔 데이터에서 얻은 뇌의 감쇠맵들을 보여준다. 측정된 감쇠맵이 노이즈가 많은 데이터를 제공할 지라도, 그것들만이 선형감쇠계수가 약 0.14 cm^{-1} 인 두개골과 약 0.058 cm^{-1} 인 머리 고정대 모두를 고려한 것을 주목할 수 있었다. Fig. 11은 SISCOM을 사용하여 감산된 영상들 (MAC RAC, MAC SAC, MAC-ELAC, RAC-SAC)을 보여준다. Fig. 11에서 보여주는 것처럼, 각각의 감쇠보정을 처리하는 기법들에 의한 영상 차이를 보여주었다. 그리고 Fig. 11은 두개골에 대한 감쇠 보정의 중요도를 설명하였다. 더욱이, RAC과 SAC의 감산된 영상에 의해서 머리 고정대의 감쇠가 주목되었다. Fig. 10에서 보여준 것처럼, 재배치된 감쇠맵은 머리 고정대를 고려한 것을 제외하고는 분할에 의한 감쇠맵과 다르지 않았다.

SAC과 RAC으로 재구성된 뇌 영상들은 두개골에 대한 방사선 감쇠에 대해 보정되지 않았다. Fig. 9에서 보여주는 것처럼, 소뇌영역에서 감소된 섭취율을 가진 영상들을 생성하였다.

Fig. 11에서 보여주는 것처럼, 세 명의 핵의학 전문의들은 뇌 영상의 중심부위에서 섭취율이 MAC에 의해 감쇠 보정된 영상에서 더 낮다고 지적하였다. 그리고 또한 SAC과 RAC에 의해 소뇌 영역뿐만 아니라, 후두부에서 섭취율이 감소된 것을 지적하였다.

고 찰

많은 연구자들에 의해서 보고되어온 것처럼, 감쇠보정은 뇌 영상의 질적 향상을 위해서 매우 중요하다.^{7,8)} 계산에 의한 감쇠 보정 방법은 쉽게 실행할 수 있기 때문에, 임상 뇌 PET 영상화를 위해서 종종 사용되어왔다. 또한, 비록 MAC이 노이즈가 많은 결과를 초래할 지라도, 정확한 정량적 그리고 정성적 영상을 위해 사용되어왔다. 그러나, MAC의 단점중의 하나는 노이즈가 적은 데이터를 얻기 위해 투과 스캔 시간과 방출 스캔 시간을 합한 총 스캔 시간이 증가한다는 것이다.

511 keV 에너지 투과 선원을 이용한 MAC이 정확한 511 keV에 대한 선형감쇠계수 및 감쇠 변화량을 잘 설명해왔기

때문에, 표준 방법으로써 고려할 수 있을지라도, 662 keV 에너지의 ^{137}Cs 점선원을 이용한 MAC은 감쇠 변화량에 대해 잘 표현될지라도 잘못된 선형감쇠계수로 전환될 수 있기 때문에 다른 결과를 초래할 수도 있다. 임상적으로, 계산에 의한 감쇠 보정은 뇌 영상화를 위해 실행되어 왔으나, 환자 테이블뿐만 아니라, 두개골의 방사선 감쇠를 설명하지 못한다. 또한, 머리의 윤곽선이 타원형으로 손으로 직접 그려지기 때문에, 잘못된 정량분석을 유도할 수 있다.

본 연구의 경우, 종축방향의 FOV가 256 mm밖에 되지 않아서 팬텀의 끝머리가 잘려질 수 있는 가능성을 제거하기 위해 FOV의 중심에 팬텀을 위치시키는 것이 매우 중요하였다. 팬텀들의 직경은 사람 머리의 직경보다 더 컸다. 팬텀 실험의 경우, 576 mm FOV를 256 mm FOV로 보간하는 동안, 머리 고정대 또는 테이블이 잘려질 수 있다. 그리고 방사선 감쇠가 없는 팬텀 고정대에 고정된 영상들과 비교하여, 팬텀 또는 뇌 영상의 하단에서 섭취율의 감소를 야기시켰다.

본 연구의 경우, 방출 선원으로부터 오는 투과 스캔에 대한 소멸광자 오염이 본 연구의 목적의 범주 안에 포함되지 않았기 때문에, 방출 선원 주입 후 얻어진 투과 스캔 데이터에서 인공산물을 야기시킬 수 있는 방출 오염에 대해 고려하지 않았다.^{9,10)} 그러나, 영상의 질을 높이고 정량적으로 정확한 영상을 얻기 위해서, 그러한 영향을 고려할 필요가 있다.

결과에서 보여준 것처럼, MAC이 영상재구성을 위해 적용될 때, 모든 팬텀 영상들의 중심부분에서 섭취율이 심각하게 감소되는 것을 주시할 수 있었다. RAC과 SAC이 어느 정도 그러한 단점을 보완하였을지라도, 그 알고리즘들이 완전하게 두개골, 조직, 공기 그리고 머리 고정대에 의한 방사선 감쇠를 보완하지 않을 수도 있기 때문에, 뇌 PET 영상에 대해 RAC과 SAC을 이용하는 것은 여전히 성급하다고 할 수 있다. 본 연구에서는 팬텀 실험들을 통하여 두개골의 효과를 관찰할 수 없었다. 그러나, Fig. 9에서 보여준 것처럼, 정상인 대상자의 뇌 영상들은 두개골에 의한 방사선 감쇠가 인공적인 손상을 발생시킬 수 있다는 것을 보여주었다.

기존의 계산에 의한 감쇠 보정 방법은 SAC과 유사한 결과를 제공하였다. 그러한 결과는 여전히 뇌 PET 영상의 질과 정량분석에 있어서 고려되어야만 할 것이다. 정량분석을 위한 뇌 PET 영상을 위해 MAC의 사용을 여전히 권장할 수 있다. 만약 더욱 복잡한 분할 기법을 사용하여 다중 영역을 분할한다면, SAC 또는 RAC의 사용이 더 바람직할 수 있다. 몇몇의 연구자들에 의해 적당한 영역으로 뇌를 분할하려는 시도가 있어왔는데, 그러한 시도는 정성적으로 정량적으로 더 정확한 영상을 제공하는 것을 보여주었다.^{13,16)}

Table 3에서 보여준 것처럼, NEMA 팬텀 내에 있는 공

기 기둥의 감쇠 계수가 비록 662 keV 감쇠계수에서 511 keV 감쇠계수로 전환되었을 지라도, 511 keV 투과 선원의 것보다 더 높았다. 그러나, 측정된 데이터로부터 직접 얻은 나머지 삽입물의 감쇠 계수들은 511 keV 선원에 의해서 측정된 것에 유사하였다. 다중목적 전신 GSO PET 스캐너는 대부분 전신 영상을 위해 설정되었다. 공기의 감쇠 계수는 전신 영상에서 폐에 대한 것과 매우 유사하게 설정되었는데, 반면에 폐에 의한 감쇠 계수는 공기의 것과 같지 않다. 그러므로, 뇌 PET 영상에서조차 공기의 감쇠 계수의 사용이 의심스러울지라도, 적당한 감쇠 계수들이 요구된다.

정상인 대상자의 뇌 영상은 팬텀 실험에서 주목할 수 없었던 두개골의 영향을 보여주었다. 그것은 두개골에 의한 감쇠를 보정하지 않았을 때 동일 슬라이스의 하단 영역에서 감소된 섭취율을 보여주었는데, 마치 뇌의 하단 영역에 어떤 손상이 있는 것처럼, 감소된 방사선의 심각성을 설명하였다.

분할 또는 재배치된 감쇠 보정 알고리즘을 개선시키는 것에 의해서, ^{137}Cs 점선원을 사용한 뇌 PET 영상들은 영상의 질을 높일 뿐만 아니라, 정량적으로 더 정확한 영상을 제공할 수 있다.

본 연구는 ^{137}Cs 점선원을 사용하는 전신 GSO PET 스캐너를 이용하여 뇌 PET 영상화를 위해 사용할 수 있는 MAC, ELAC, SAC, RAC과 같은 감쇠보정기법들을 평가하였다. EC를 제거한 데이터에 적용한 MAC은 물체의 중심부분에 인공적 손실을 발생시켰다. 그러나, ELAC, SAC, RAC이 중심에 MAC과 같은 손실을 발생시키지 않을지라도, 그 방법들은 전신 영상화에서 사용하는 단순한 분할 알고리즘을 사용하기 때문에, 뇌조직으로부터 두개골을 적당하게 분할하지 못하였다. 본 연구의 결론은 다음과 같다.

1. ELAC가 임상적으로 뇌 PET 영상화를 위해 적용되어 왔을지라도, 두개골과 머리 고정대에 대한 감쇠를 보정할 수 없었다.

2. 분할 방법은 처리 시간을 줄이고 적은 노이즈를 제공하는데 있어서 좋은 방법이라고 할 수 있다. 그러나, 신체의 모든 영역을 적당하게 분할할 수 있게 하기 위해서 그리고 그 영역들의 의한 감쇠를 보정하기 위해서, 개선된 분할 기법이 요구된다.

3. 662 keV 투과 선원을 이용한 MAC은 머리 부분에 대한 선형감쇠계수와 감쇠 변화량을 잘 표현하기 때문에 감쇠를 보정하는데 있어서 가장 좋은 방법이라 할 수 있다. 그러나, 감쇠법의 중심에서 발생하는 인공적 손실을 제거하기 위해서, 방출 선원에 의한 오염, 산란 등과 같은 물리적 요소들에 더 많은 연구가 이루어져야만 할 것이다.

본 연구는 ^{137}Cs 투과 선원을 이용한 감쇠 보정 시스템을

가진 뇌 PET 스캐너의 영상을 정성적으로뿐만 아니라, 정량적으로 개선시키는데 있어서 유용할 것으로 사료된다.

요 약

목적: PET 영상화를 위해 다양한 감쇠 보정 방법들이 ^{137}Cs 투과 점선원의 데이터를 처리하는데 있어서 개발되어 왔다. 본 연구의 목적은 뇌 PET 영상을 위해 ^{137}Cs 점선원에 사용하는 감쇠보정 기법들을 평가하는 것이다. **대상 및 방법:** 감쇠 보정 기법들을 시험하기 위해, 4가지 종류의 팬텀들이 사용되었다. ^{137}Cs 투과 점선원의 데이터는 팬텀 안에 방출 선원을 주입한 후 획득되었고, 그 뒤로 방출 선원 데이터가 3D 획득 방식으로 획득되었다. 산란 보정은 배후 방사능을 가감하는 방법(background tail-fitting algorithm)으로 실행되었다. 그리고 나서, 방출 데이터는 각각 측정 감쇠 보정(MAC), 타원형 감쇠 보정(ELAC), 분할 감쇠보정(SAC), 재배치 감쇠보정(RAC)으로 반복적 재구성 방법을 사용하여 재구성되었다. 그런 다음, 재구성된 영상들이 정량적으로 그리고 정성적으로 평가가 되었다. 부가적으로, 정상인에 대해서 평가가 이루어졌는데, 정상인에 대한 재구성 영상은 핵의학 전문의들에 의해서 평가되었다. 또한 가감된 영상들이 비교되었다. **결과:** ELAC, SAC, RAC은 원통형 팬텀에 대해 노이즈가 적은 균일한 팬텀 영상을 제공하였다. 반면에, MAC의 결과에서 감쇠맵의 중심 부분에서 세기가 떨어지는 것을 보여주었다. Jaszack과 Hoffman 팬텀들에 대한 재구성 영상은 RAC과 SAC을 각각 적용시 더 좋은 영상질을 나타냈다. 정상인 대상자의 영상에 있어서 두개골의 감쇠가 두드러졌고, 두개골에 대한 감쇠를 고려하지 않은 감쇠 보정은 뇌 영상들상에서 인공적인 손상이 있는 것처럼 나타났다. **결론:** 복잡하고 개선된 감쇠보정 기법들이 정량적 그리고 정성적으로 정확한 뇌 PET영상으로 개선시키는데 있어서 필요하다. 본 연구는 ^{137}Cs 투과 선원을 사용하여 이루어지는 감쇠보정법을 이용하는 뇌 PET 영상화 기기들을 개선시키는데 유용할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 논문을 통해 PET 운영자인 강천구 선생님, 남궁 혁 선생님과 이 연구를 위해 도움을 주신 오맹근 선생님께서 감사드립니다. 본 연구는 의료영상물리 및 표준화기술 개발 제목으로 대한민국 과학기술부 원자력연구개발 중장기계획사업 연구비를 지원 받아 수행하였습니다.

References

1. Karp JS, Surti S, Daube-Witherspoon ME, Freifelder R, Cardi CA, Adam L-E, et al. Performance of a Brain PET camera based on anger-logic gadolinium oxyorthosilicate detectors. *J Nucl Med* 2003;44:1340-49.
2. Takagi K, Fukazawa T. Cerium-activated Gd_2SiO_5 single crystal scintillator. *App Phys Lett* 1983;42:43-5.
3. Surti S, Karp JS. Imaging characteristics of a 3-dimensional GSO whole-body PET camera. *J Nucl Med* 2004;45:1040-49.
4. Humm JL, Rosenfeld A, Guerra AD. From PET detectors to PET scanners, *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30:1574-97.
5. Karp JS, Muehlehner G, Qu H, Yan XH. Singles transmission in volume-imaging PET with a ^{137}Cs source. *Phys Med Biol* 1995;40:929-44.
6. Zaidi H, Montandon M-L, Slosman DO. Attenuation compensation in cerebral 3D PET: effect of the attenuation map on absolute and relative quantitation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004;31:52-63.
7. Mesina CT, Boellaard R, van den Heuvel OA, Veltman DJ, Jongbloed G, van der Vaart AW, et al. Effects of attenuation correction and reconstruction method on PET activation studies. *Neuroimage* 2003;20:898-908.
8. van den Heuvel OA, Boellaard R, Veltman DJ, Mesina C, Lammertsma AA. Attenuation correction of PET activation studies in the presence of task-related motion. *Neuroimage* 2003;19:1501-9.
9. Smith RJ, Karp JS, Muehlehner G, Gualieri E, Bnard F. Singles transmission scans performed post-injection for quantitative whole body PET imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1997;44:1329-35.
10. AM de Jong HW, Boellaard R, Lenox M, Michel C, Lammertsma AA. Correction for emission contamination in transmission scans for the high resolution research tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 2004;51:673-6.
11. Bnard F, Smith RJ, Hustinx R, Karp JS, Alavi A. Clinical evaluation of processing techniques for attenuation correction with ^{137}Cs in whole-body PET imaging. *J Nucl Med* 1999;40:1257-63.
12. Smith RJ, Karp JS, Bnard F, Alavi A, Gualtieri E, Muehlehner G, et al. A comparison of segmentation and emission subtraction for singles transmission in PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 1998;45:1212-18.
13. Zaidi H, Montandon ML, Slosman DO. Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in three-dimensional brain positron emission tomography. *Med Phys* 2003;30:937-48.
14. Weinzapfel BT, Hutchins GD. Automated PET attenuation correction model for functional brain imaging. *J Nucl Med* 2001;42:483-91.
15. Zaidi H, Hasegawa B. Determination of the attenuation map in emission tomography. *J Nucl Med* 2003;44:291-315.
16. Bettinardi V, Pagani E, Gilardi MC, Landoni C, Riddell C, Rizzo G, et al. An automatic classification technique for attenuation correction in positron emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1999;26: 447-58.
17. Daube-Witherspoon ME, Muehlehner G. Treatment of axial data in three-dimensional PET. *J Nucl Med* 1987;28:1717-24.
18. Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imag* 1994;13:601-609.
19. Bilger K, Adam L-E, Karp JS. Segmented attenuation correction using Cs-137 single photon transmission. in Proc. *IEEE MIC Conf Rec* 2002.
20. Bilger K, Kupferschiger J, Mller-Schauenburg W, Nsslin F, Bares R. Threshold calculation for segmented attenuation correction in PET with histogram fitting. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001;48:43-50.
21. Browne J, De Pierro AR. A Row-action alternative to the EM algorithm for maximizing likelihoods in emission tomography. *IEEE*

- Trans Med Imag* 1996;15:687-99.
22. Daube-Witherspoon ME, Matej S, Karp JS, Lewitt RM. Application of the row action maximum likelihood algorithm with spherical basis functions to clinical PET imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001;48:24-30.
 23. Karp JS, Freifelder R, Geagan MJ, Muehlechner G, Kinahan PE, Lewitt RM, et al. Three-dimensional imaging characteristics of the HEAD PENN-PET scanner. *J Nucl Med* 1997;38:636-43.
 24. Karp JS, Muehlechner GM, Mankoff DA, Ordonez CE, Ollinger JM, Daube-Witherspoon ME, et al. Continuous-slice PENN-PET: a positron tomograph with volume imaging capability. *J Nucl Med* 1990;31:617-27.
 25. O'Brien TJ, O'Connor MK, Mullan BP, Brinkmann BH, Hanson DP, So EL. Subtraction ictal SPECT using surface matching co-registration and normalization by mean cerebral pixel intensity: validation of the method with phantom and patient studies. *Nucl Med Commun* 1998;19:31-45.