

CT 영상을 이용한 감쇠 보정 시 조영제가 PET 영상에 미치는 영향

*연세대학교 의과대학 방사선의과학연구소, †DUKE 대학병원 진단방사선과,
‡연세대학교 의과대학 BK21 의과학사업단, §영상의학과

손혜경* · Turkington Timothy G.† · 권윤영*‡ · 정해조*† · 김희중*§

본 연구에서는 PET/CT 시스템에서 CT 영상을 이용한 감쇠 보정 시 조영제가 PET 영상에 미치는 영향을 관찰하기 위해 팬텀실험과 모의실험을 수행하였다. 다양한 농도로 희석한 조영제를 채운 플라스틱 병을 스티로폼을 이용하여 전신 팬텀 내에 고정시킨 후 투과 영상을 획득하였다. 모의실험을 위해 인체 기관 중 간을 가진 수학적 방출 맵과 투과 맵을 각각 생성하였다. 조영제의 비균일 증감, 조영제의 다양한 농도 및 분포 크기, 잡음 정도, 영상의 해상도, 재구성 알고리즘, 조영제의 저-감쇠, 그리고 각각 다른 시간 상에 대한 조영제의 분포의 차이와 같은 다양한 인자들에 대하여 평가하였다. 팬텀실험으로부터 CT의 Hounsfield 값이 조영제의 농도 및 전압 값에 의존함을 확인할 수 있었다. 모의실험으로부터 조영제가 감쇠 보정한 PET 영상에서 인공산물을 생성하고 영상의 질을 떨어뜨리는 것을 관찰할 수 있었다. 조영제의 영향은 조영제의 농도 및 분포 크기, 잡음 정도, 영상의 해상도 등에 의해 영향을 받는 것으로 나타났다. 본 연구 결과들은 임상적 PET/CT 영상에서 조영제로 인해 발생할 수 있는 잠재적 문제를 충분히 이해하고 이를 고려해야 함을 보여 주었다.

중심단어: PET/CT, 감쇠 보정, 인공산물, 조영제

서 론

양전자방출단층촬영(PET)은 살아 있는 대상에서 생물학적 현상을 가시화하고 측정하기 위해 양전자를 방출하는 방사성 동위원소와 결합된 방사성 의약품을 사용하는 독특하고도 분석적인 핵의학 영상 기법이다.¹⁻⁶⁾ 따라서 PET 영상 기법은 질병 과정에 대한 중요한 정보를 제공할 수 있으며, 환자의 임상 평가 과정에서 질병의 병인 연구, 진단, 예후판정, 시기 결정, 그리고 치료 반응 평가 및 치료 방침 설정에 매우 유용하게 사용된다.

PET 영상은 정확한 진단과 연구를 위해 정량화하는 것이 매우 중요하며, 이의 기반이 되는 것이 바로 감쇠 보정이다. 감쇠 보정은 전통적으로 ⁶⁸Ge이나 ¹³⁷Cs과 같은 투과 선원을 이용하여 감쇠 인자를 측정함으로써 수행하여 왔다. 감쇠 보정의 이점은 병변의 크기나 모양, 병변 위치의 왜곡

을 예방하고 몸 깊은 곳에 위치한 병변의 세기를 복원하여 인체와 중앙에서의 정확한 방사능 농도의 측정을 가능하게 하는 것이다.⁷⁾ 따라서 현재는 대부분의 기관에서 PET 영상의 감쇠 보정을 수행하고 있다.

최근 해부학적 정보가 떨어지는 PET 영상의 단점을 보완하기 위해 PET/CT 시스템이 개발되어 국내외적으로 빠르게 보급되고 있다. PET/CT 시스템은 기능적이고 해부학적인 영상을 하드웨어적으로 결합함으로써 정합한 두 영상 간의 높은 정확도를 가지는 장점이 있다. 또한 PET/CT 시스템의 CT 투과 영상을 감쇠 보정을 위해 사용할 수 있다.⁸⁻¹⁰⁾ 기존의 투과 선원을 이용한 감쇠 보정과 비교할 때, CT 투과 영상을 기반으로 한 감쇠 보정은 보다 짧은 영상 획득 시간과 통계적으로 더 우수한 잡음 특성을 제공하는 장점을 가지고 있다. 그러나 이러한 CT 투과 영상을 기반으로 한 감쇠 보정은 CT 영상으로부터 감쇠 인자를 계산하기 위해 x-선 에너지에서의 감쇠 계수를 511 keV 에너지에 맞는 감쇠 계수로 변환하는 과정이 필요하며, 이때 부정확한 에너지 변환은 인공산물을 생성할 수 있는 문제점들이 지적되고 있다.¹¹⁻²⁰⁾

진단 목적의 CT 영상 촬영 시 인체의 해부학적 구조를 두드러지게 하기 위해 사용하는 조영제가 인공산물을 생성할 수 있다는 연구 결과들이 보고되고 있다.¹¹⁻¹⁷⁾ 이는 현재

이 연구는 2005년도 과학기술부 원자력연구개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임.

이 논문은 2005년 12월 5일 접수하여 2005년 12월 23일 채택되었음.

책임저자 : 김희중, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134번지

연세의료원 영상의학과

Tel: 02)2228-2370, Fax: 02)2227-7355

E-mail: hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

임상에서 사용하고 있는 대부분의 상용 PET/CT 시스템이 에너지 변환 시 비교적 밀도가 높은 물질에 해당하는 조영제를 고려하지 않기 때문이다.

본 연구의 목적은 CT 영상을 이용한 감쇠 보정 시 조영제가 감쇠 보정된 PET 영상에 미치는 영향을 관찰하고 하는 것이었다.

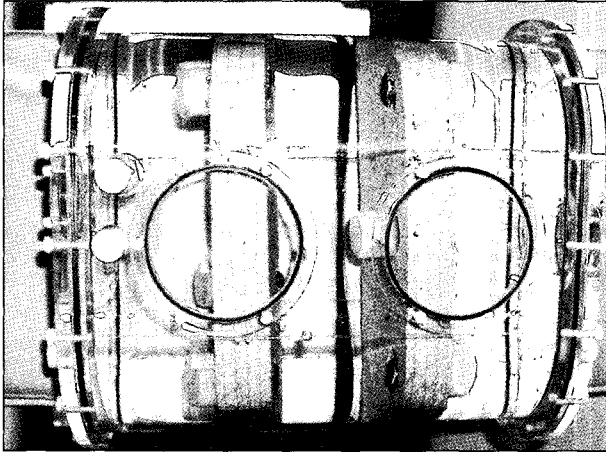


Fig. 1. Whole body phantom with iodine-based contrast agents filled with various concentrations.

재료 및 방법

1. 팬텀실험

1) 실험 준비 및 방법

36×21 cm의 타원형 단면적을 가지는 전신팬텀에 요오드 성분을 함유한 조영제를 이용하여 그 농도를 0% (물), 1%, 3% (임상에서 구강 투입 시 사용하는 조영제의 농도), 5%, 10%, 20%, 100% (임상에서 정맥 주사 시 사용하는 조영제의 농도)가 되게 각각 희석시켜 부피가 65 ml가 되는 플라스틱 병에 채운 후 스티로폼을 이용하여 전신 팬텀 내에 고정시켰다(Fig. 1). 팬텀의 배후가 각각 공기와 물인 경우에 대해 GE Discovery ST PET/CT (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) 시스템의 CT를 이용하여 투과 영상을 획득하였다. CT 투과 영상 획득 시 전압 값의 영향을 관찰하기 위해 120 kVp와 140 kVp에 대해서도 각각 영상을 획득하였다.

2) 데이터 분석

데이터 분석은 각각의 농도가 다른 조영제에 대한 CT 투과 영상의 Hounsfield 값을 측정하여 물을 채운 병에서 얻은 값과 비교하였다.

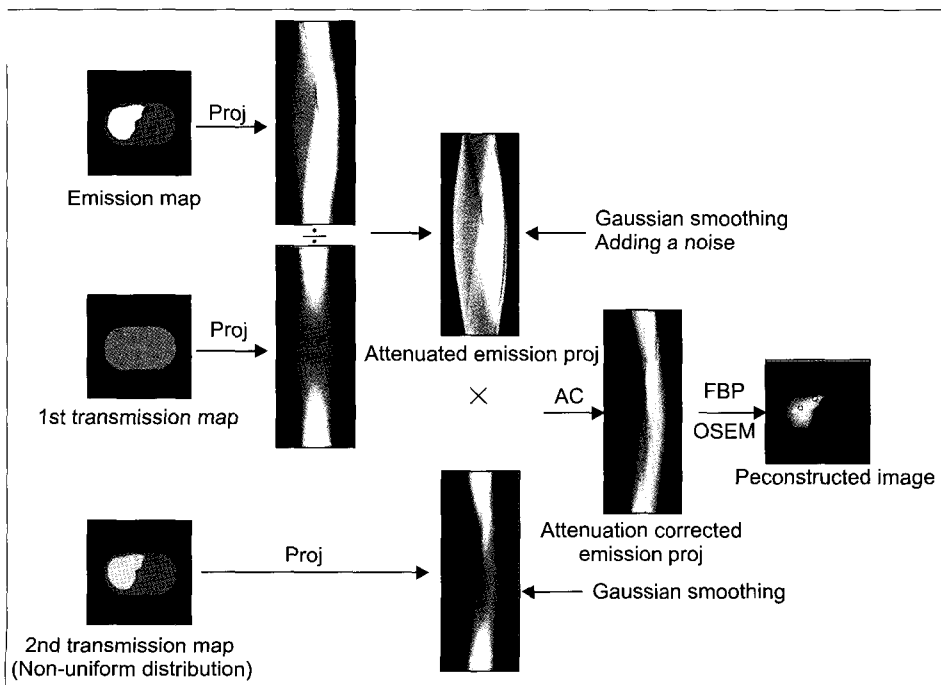


Fig. 2. Schematic diagram of the simulation procedure for the non-uniform enhancement of contrast agent on the liver (Proj: projection, AC: attenuation correction).

2. 모의실험

1) 방출 맵과 투과 맵의 생성

전신 FDG 영상을 모의실험하기 위해 팬텀실험에서 사용한 동일한 크기의 타원형 단면적을 가지는 수학적 방출 맵과 투과 맵을 각각 생성하였다. 방출 맵에 인체 기관 중간을 생성하고, 배후 영역과의 방사능 분포가 3 : 1의 비를 가지도록 값을 각각 할당하였다. 이 비율은 정상적인 간을 가진 환자 데이터를 이용하여 획득하였다. 물에 해당하는 0.093/cm의 균일한 감쇠계수를 갖는 투과 맵을 감쇠된 방출 맵을 생성하기 위해 만들었다. 조영제의 영향을 관찰하기 위해 투과 맵에 방출 맵에서와 동일한 간을 생성하고 이 간에 요오드에 대한 감쇠 계수인 0.164/cm²¹) 값을 할당하여 조영제가 분포한 것으로 간주하였고, 배후 영역은 물과 동일한 감쇠 계수 값을 할당하였다.

(1) 조영제의 비균일 분포에 의한 영향: 비균일한 조영제의 증강이 미치는 영향을 평가하기 위해 투과 맵의 간에 감쇠 계수가 요오드의 감쇠 계수에 비해 20%, 40%, 그리고 60%만큼 높은 3개의 원형모양 비균일 증강을 가지는 조영제를 생성하였다. 이때 비균일 분포의 크기에 따른 영향 또한 관찰하기 위해 크기가 각각 1.2 cm, 1.6 cm, 그리고 2.4 cm인 경우에 대해 모의실험을 수행하였다(Fig. 2).

(2) 종양 검출에 대한 조영제의 영향: 조영제를 이용하

여 획득한 CT 영상을 FDG PET 영상의 감쇠 보정에 사용할 경우 종양의 검출능에 미치는 영향을 관찰하기 위해 방출 맵의 간에 각각 다른 섭취 정도와 크기를 가지는 3개의 종양을 생성하였다.

(3) 종양에서의 조영제의 저-감쇠가 감쇠 보정한 방출 맵의 종양에 미치는 영향: CT 영상에서 조영제를 사용할 경우 종양의 증강은 그 종양의 유형에 따라 저-감쇠 또는 고-감쇠된다고 알려져 있다.²²⁾ 반면 FDG PET 영상의 경우 종양은 배후 영역에 비해 상대적으로 높은 FDG 섭취를 나타낸다. 따라서 종양에 조영제의 저-감쇠가 있는 투과 영상을 이용하여 PET 영상을 감쇠 보정 할 경우 종양의 검출에 영향을 미칠 수 있다. 이러한 영향을 관찰하기 위해 방출 맵의 간에 크기가 각각 다른(1.2 cm, 1.6 cm, 2.4 cm) 3개의 종양을 만들어 주고, 투과 맵에도 조영 증강을 가지는 간의 동일한 위치에 저-감쇠된 3개의 종양을 생성하였다. 이 때 방출 맵의 종양은 그 섭취 값을 간의 섭취 값에 비해 각각 10%, 20%, 50%, 100%, 200%만큼 증가시키면서 그 영향을 관찰하였다(Fig. 3).

한편 CT 영상에서 조영제를 사용할 경우 시간 상(time phase)에 따라 조영제의 증강 정도가 달라진다고 알려져 있다. 이러한 증강 정도의 차이가 종양에서 조영제의 저-감쇠로 인한 영향에 어떠한 영향을 주는 지 관찰하기 위해 투과 맵에서 각각 다른 시간 상을 구현하기 위해 간의 감쇠

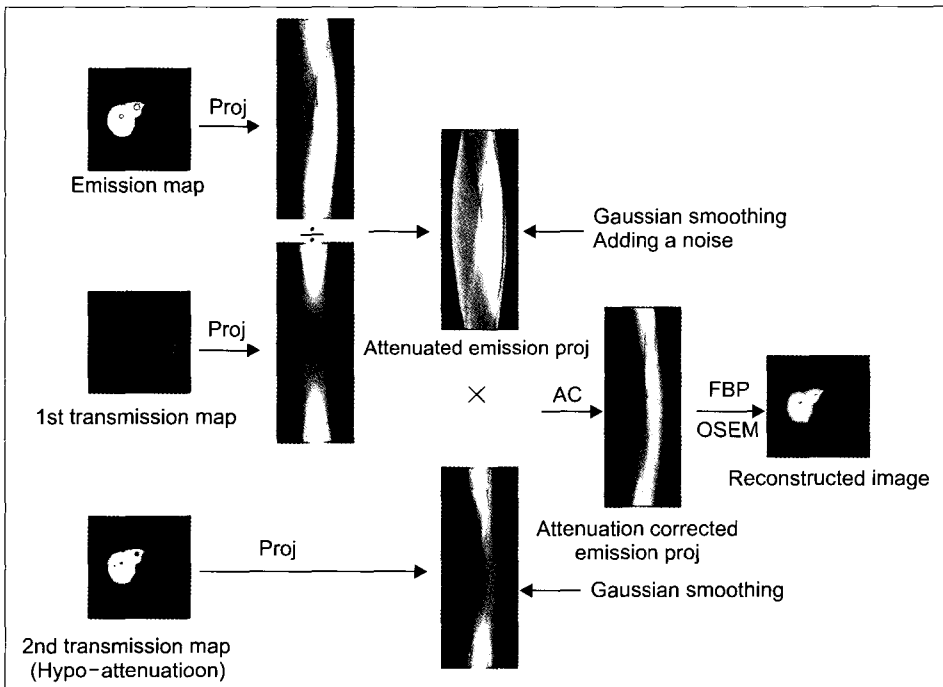


Fig. 3. Schematic diagram of the simulation procedure for the hypo-attenuation of contrast agent in the tumor (Proj: projection, AC: attenuation correction).

계수 값을 기존의 요오드 감쇠 계수 값인 0.164/cm 값에서 $\pm 20\%$, $\pm 40\%$ 만큼 각각 변화시키면서 그 영향을 관찰하였다.

2) 사이노그램

모든 방출 및 투과 투사 데이터는 336개의 투사각과 128×128 의 매트릭스 크기를 가지도록 생성하였다. 감쇠된 방출 투사 데이터는 균일한 투과 투사 데이터로 나누어줌으로써 생성하였다.

3) 잡음과 가우시안 평편화

잡음과 영상의 해상도가 조영제에 의한 인공산물 등에 미치는 영향을 관찰하기 위해 푸아송 분포를 가지는 다양한 잡음 값을 감쇠된 방출 투사 데이터에 적용하였고, 6 mm, 8 mm, 10 mm의 가우시안 편평화를 방출 투사 데이터와 투과 투사 데이터에 각각 적용하여 주었다.

4) 감쇠 보정 및 영상 재구성

조영제의 비균일 분포를 가지는 모든 투과 투사 데이터를 이용하여 정상적인 간의 FDG 섭취를 가진 방출 투과 데이터를 감쇠 보정하였다. 간에 종양을 가진 방출 투사 데

이터를 균일한 간 조영 증강이 있는 투과 투사 데이터와 조영 증강이 없는 투과 투사 데이터를 각각 이용하여 감쇠 보정하였다. 종양에서 저-감쇠된 조영제의 분포를 가진 투과 투사 데이터를 이용하여 섭취 값을 달리하는 동일한 종양을 가진 각각의 방출 투사 데이터를 모두 감쇠 보정하였다. 또한 간의 감쇠 계수를 각각 달리한 종양에서의 저-감쇠된 조영제의 분포를 가진 투과 투사 데이터를 이용하여 동일한 종양을 가진 각각의 방출 투사 데이터를 모두 감쇠 보정하였다. 감쇠 보정한 모든 방출 투사 데이터는 FBP와 OSEM을 이용하여 각각 재구성하였다.

5) 데이터 분석

재구성한 모든 영상은 일차적으로 시각적 분석을 수행하였다. 영상의 질을 분석하기 위하여 변이계수(CV)와 신호대잡음비(SNR)를 각각 구하였다.

변이계수는 표준편차(SD)와 평균값(Mean)을 이용하여 아래의 식으로 계산하였다.

$$CV(\%) = \frac{SD}{Mean} \times 100 \tag{1}$$

신호대잡음비는 종양에서 측정된 계수 값이 C_{tumor} 이고, 배후 영역에서의 평균 측정값이 \bar{C}_{bkg} , 그리고 배후 영역에서의 표준편차 값이 SD_{bkg} 일 때 아래 식을 이용하여 구하였다.

$$SNR = \frac{C_{tumor} - \bar{C}_{bkg}}{SD_{bkg}} \tag{2}$$

결 과

1. 실험 결과

CT Hounsfield 값은 조영제의 농도에 의존하는 것으로 나타났다. 또한 Hounsfield 값은 140 kVp의 전압에서보다 120 kVp의 전압에서 더 높게 나타났으며, 이는 배후 영역이 공기이거나 물인 경우 모두 동일하였다(Fig. 4).

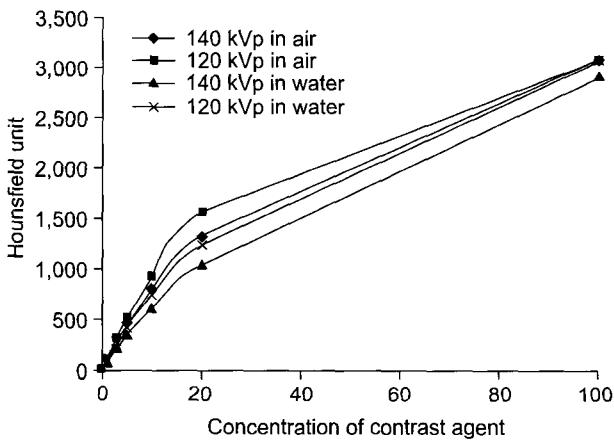


Fig. 4. Concentration and tube voltage dependence of Hounsfield Unit for contrast agent.

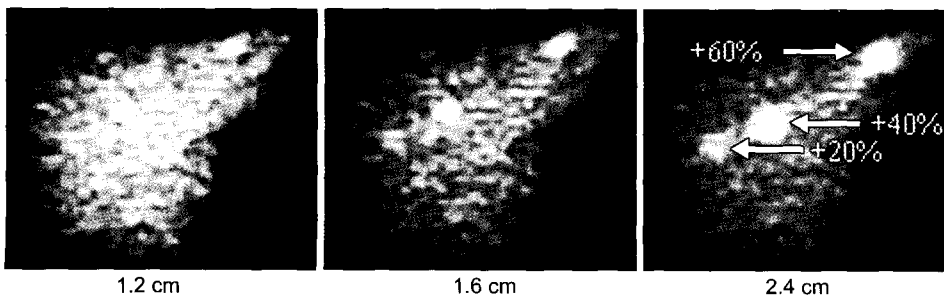


Fig. 5. Artifacts generated by the non-uniform enhancement of contrast agent on the transmission map. They depend on the concentration and size of non-uniformly distributed contrast agent.

2. 모의실험 결과

투과 맵의 간에 조영제의 비균일한 증강이 있을 때, 그 투과 맵을 이용하여 감쇠 보정한 방출 영상의 간에 종양처럼 보이는 높은 섭취 영역이 나타남을 관찰하였다(Fig. 5). 조영제의 비균일 증강으로 인해 발생한 인공산물은 비균일하게 분포한 크기와 농도에 영향을 받았다. 지름이 1.2 cm 인 조영제의 비균일 증강은 지름이 1.6 cm과 2.4 cm인 것에 비해 상대적으로 불분명한 인공산물을 생성하였다. 조영제의 농도 값이 높은 경우가(간의 감쇠 계수에 비해 60% 만큼 증가된 것) 상대적으로 낮은 20%나 40%의 경우보다 더 명백한 인공산물을 생성하였다. 생성된 인공산물과 배

Table 1. Signal to noise ratio between the artifacts introduced by the non-uniform enhancement of contrast agent and background area.

| Concentration of non-uniform enhancement | SNR | | |
|--|--------|--------|--------|
| | 1.2 cm | 1.6 cm | 2.4 cm |
| +20% | 1.17 | 2.33 | 2.98 |
| +40% | 2.74 | 5.72 | 6.01 |
| +60% | 3.24 | 6.23 | 6.65 |

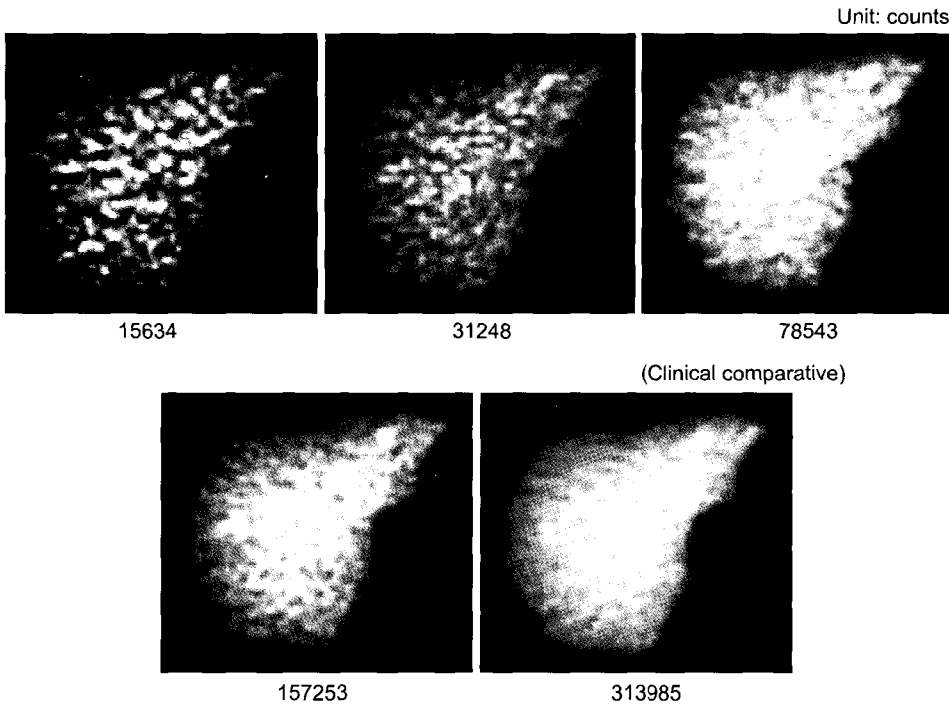


Fig. 6. Emission images for a variety of noise values. Impact of the non-uniformly enhanced contrast agent is affected by the noise level, resulting in less evidence of the artifact as the count rate decreases.

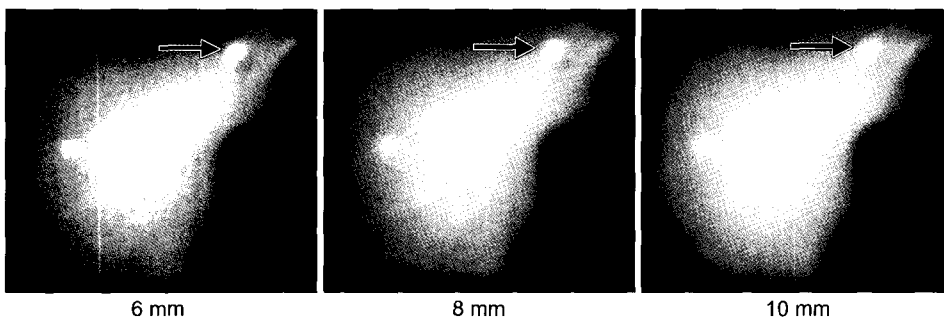


Fig. 7. Emission images with Gaussian smoothing of 6, 8, and 10 mm without noise component. Artifacts introduced by the non-uniform enhancement of contrast agent were less evident in the 10 mm than the 6 mm or 8 mm Gaussian smoothing.

후 영역에 대해 계산한 신호대잡음비의 값은 비균일하게 분포한 조영제의 농도 값이 높을 수록, 그리고 그 크기가 클수록 더 높은 값을 나타내었다(Table 1).

높은 잡음 성분은 비균일하게 증강된 조영제의 영향을 감소시키는 것으로 나타났다. 즉, 잡음 값이 증가함에 따라 비균일하게 증강한 조영제에 의한 인공산물이 상대적으로 더 불분명하게 나타났다(Fig. 6). 조영제의 비균일 증강의 영향은 영상의 해상도가 나쁠 경우에 의해서도 감소하는 것으로 나타났다(Fig. 7). 가우시안 편평화를 10 mm 만큼 적용한 영상에서의 인공산물이 6 mm나 8 mm 만큼 가우시안 편평화한 영상에 비해 더 불명확했다. 이러한 영향은 크

Table 2. Maximum intensity values in the artifacts for each values of Gaussian smoothing. Artifact introduced by non-uniform enhancement increased by 40% for the liver density was used to measure the maximum intensity values. Poor resolution reduced the intensity of artifact.

| Values of Gaussian smoothing | Maximum intensity values |
|------------------------------|--------------------------|
| 6 mm | 20.35 |
| 8 mm | 18.59 |
| 10 mm | 17.19 |

Table 3. Coefficient of variation for the images reconstructed by FBP and OSEM. The OSEM has a superior coefficient variation values than the FBP.

| Reconstruction algorithm | CV (%) |
|--------------------------|--------|
| FBP | 15.11 |
| OSEM | 13.59 |

Table 4. Coefficient of variation and signal to noise ratio for tumors on the emission images corrected for attenuation with and without presence of contrast agent in the transmission map. The better coefficient of variation values and signal to noise ratio were acquired for the images corrected for attenuation with a uniform transmission map (without contrast agent).

| | CV (%) | SNR |
|------------------------|--------|------|
| With contrast agent | 10.74 | 7.56 |
| Without contrast agent | 9.34 | 8.48 |

기가 상대적으로 더 작고 낮은 농도 값을 가지는 비균일 증강 조영제에 의해 생성된 인공산물이 있어 더 두드러졌다. 인공산물에서의 최대 세기 값 또한 해상도가 떨어질수록 감소했다(Table 2).

각각 다른 FBP와 OSEM 재구성 알고리즘을 이용하여 영상을 재구성하였을 때, 인공산물을 관찰함에 있어 시각적으로 큰 차이는 보이지 않았으나 OSEM으로 재구성한 영상에서 인공산물을 구별하는 것이 더 용이했다(Fig. 8). 또한 OSEM으로 재구성한 영상의 경우 변이계수가 13.59, FBP의 경우는 15.11로 OSEM으로 재구성한 영상의 질이 더 우수한 것으로 나타났다(Table 3).

투과 영상에 조영제가 분포하고 있을 경우, 감쇠 보정한 방출 영상에서의 영상의 질과 종양의 검출에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 투과 영상에서 간에 조영제의 분포가 없는 경우 감쇠 보정한 방출 영상은 9.34%의 변이계수 값을, 조영제의 분포가 있는 경우 감쇠 보정한 방출 영상은 10.74%의 변이계수 값을 각각 가져, 조영제의 분포가 없는 경우 감쇠 보정한 방출 영상이 더 우수한 영상의 질을 나타내었다. 투과 영상에 조영제의 분포가 없는 경우 감쇠 보정한 방출 영상에서 종양과 배후 영역에 대한 신호대잡음비도 조영제의 분포가 있는 경우에 비해 더 우수하게 나타났다(Table 4).

종양에서 저-감쇠된 조영제의 분포가 감쇠 보정한 방출 영상에서 종양의 세기를 감소시키는 것으로 나타났다(Fig. 9). 종양 세기의 감소 정도는 방출 영상에서의 원래의 종양의 세기 값에 의존했다. 본 모의실험에서는 방출 영상에서 간의 세기에 대해 100% 만큼 증가시킨 세기를 가지는 종양이 투과 영상에서의 저-감쇠된 조영제에 의해 감쇠 보정한 방출 영상에서 종양이 관찰되지 않는 것으로 나타났다.

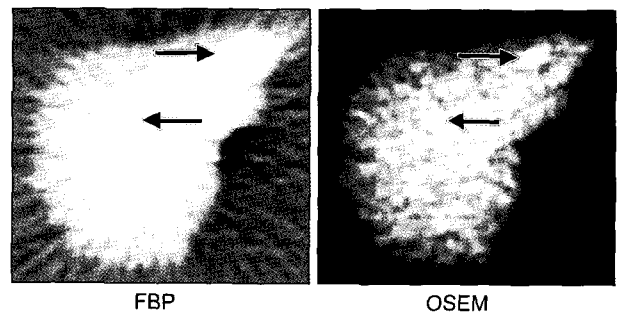


Fig. 8. Emission images reconstructed by FBP and OSEM for the non-uniform enhancement of contrast agent. There was no visually discernible difference between both images in recognizing the artifact.

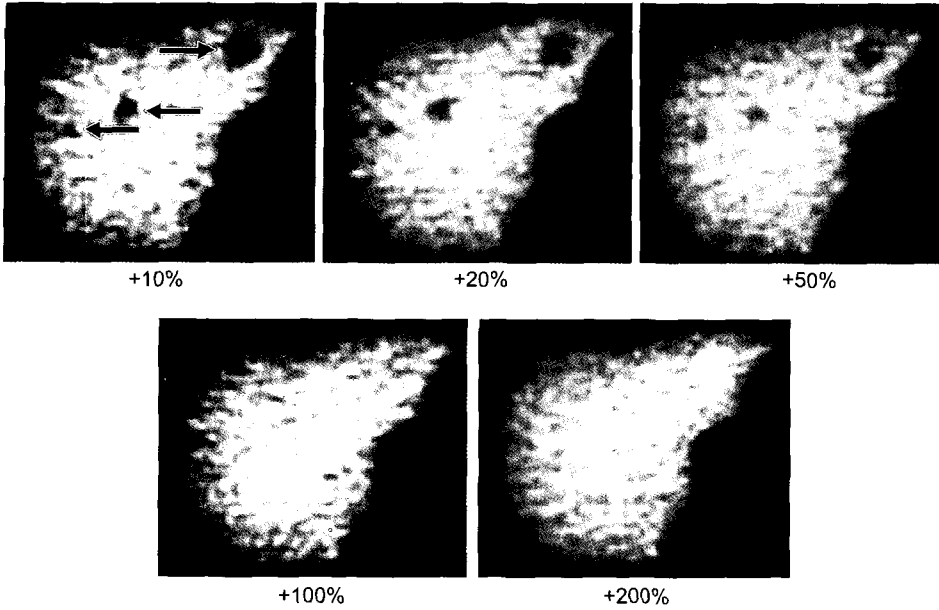


Fig. 9. Emission images corrected for attenuation with the transmission map that is produced with hypo-attenuation of contrast agent. The tumor density on the emission map is changed by 10%, 20%, 50%, 100%, and 200% increments for the liver density. The intensity of tumors is affected by hypo-attenuation and also depends on the tumor density on the emission map. In this simulation, the tumors were not observable by hypo-attenuation at the tumor density increased by 100 % for the liver density.

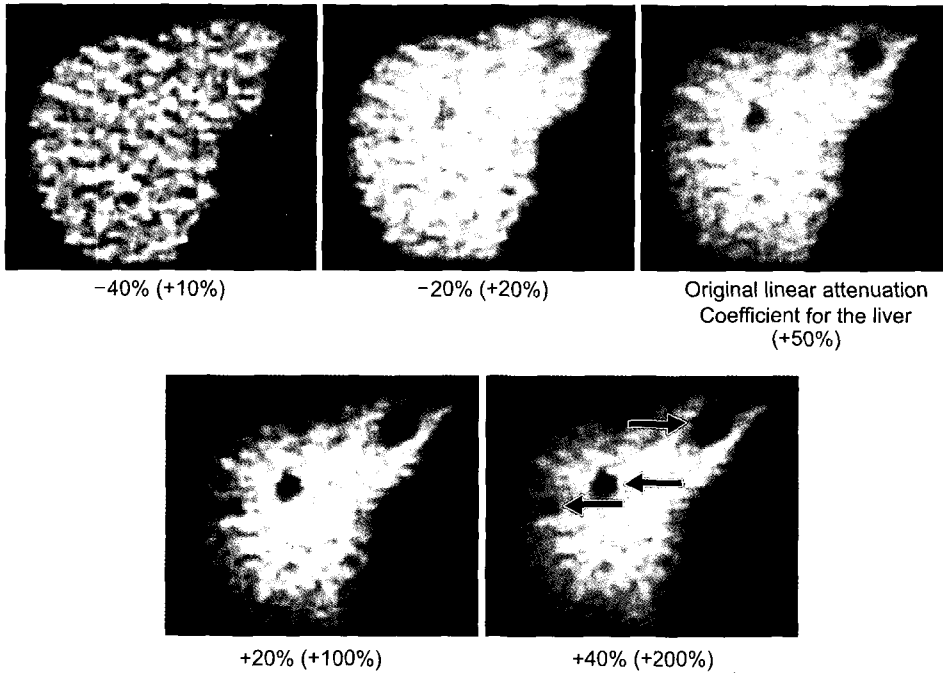


Fig. 10. Different time phases were simulated by changing the linear attenuation coefficient of liver to 20% and 40% for the original value on the transmission map. Compared to the situation where the value of the tumor density is increased by 100% for the liver activity in emission map, making the tumor invisible, when the linear attenuation coefficient of the liver is decreased by 40% of the original value, the value of the tumor density needed to make the tumor invisible was reduced to 10% increment for the liver activity in the emission map.

종양에서의 조영제의 저-감쇠에 의해 방출 영상에서 종양이 관찰되지 않는 종양의 세기 값은 각각 다른 시간 상에 의해 영향을 받는 것으로 나타났다(Fig. 10). 한 예를 들면, 방출 영상에서 간의 세기에 대해 100%만큼 증가시킨 세기를 가지는 종양이 투과 영상의 종양에서 조영제의 저-감쇠

에 의해 감쇠 보정한 방출 영상에서 관찰되지 않은 경우와 비교하여, 투과 영상에서 다른 시간 상을 모의하기 위해 간의 감쇠 계수를 원래의 값에서 40% 만큼 감소시켰을 때, 방출 영상에서 종양이 보이지 않는 종양의 세기가 간의 방사능 값에 대해 10% 만큼 증가시킨 값으로 변화하였다.

고 찰

감쇠 보정은 PET 또는 PET/CT 영상의 질을 높이고 정량적 정확도를 획득하기 위한 가장 중요한 인자 중의 하나이다.^{1,2)} 전통적으로 감쇠 보정은 ⁶⁸Ge이나 ¹³⁷Cs과 같은 방사성 핵종을 이용하여 수행하였다. 최근 들어 PET/CT가 보급되면서 CT 투과 스캔을 감쇠 보정에 주로 사용하게 되었다. CT 영상을 이용한 감쇠 보정은 짧은 영상 획득 시간과 우수한 잡음 특성을 제공해 주는 장점을 가지고 있다.^{8,9)}

PET/CT 시스템이 많은 기관에 급속도로 보급되면서 CT 스캔 시 조영제의 사용 또한 증가하고 있다. 조영제는 진단 목적의 CT 스캔 시 주로 사용하며, 인체의 해부학적 구조를 보다 명확하게 묘사하기 위한 것이 그 사용 목적이다. 그런데 근래에 들어 조영제를 사용한 CT 영상을 이용하여 방출 영상을 감쇠 보정했을 때 인공산물을 생성할 수 있다는 연구 결과들이 보고되고 있다.¹¹⁻¹⁶⁾ 이는 현재 임상에서 사용하는 대부분의 상용 PET/CT 시스템이 CT 투과 영상을 511 keV 에너지에 적합한 감쇠 맵을 생성하기 위해 변환하는 과정에서 인체의 연조직보다 높은 감쇠 정도를 가지는 조영제의 분포를 고려하지 않기 때문이다.^{9,20,24,27)} 이러한 조영제에 의한 인공산물의 발생을 피하기 위해 여러 가지 대안들이 제시되었다. Nehmeh 등은 수정된 CT 감쇠 맵을 이용하여 조영제에 의해 발생한 인공산물을 보정하는 방법을 제안하였다.¹⁶⁾ 또한 조영제에 의한 인공산물은 양성 조영제에 의해 주로 발생하므로 이를 피하기 위한 방편으로 음성 조영제의 사용이 제안되기도 하였다.^{11,12)} 그러나 여전히 조영제에 의한 인공산물을 보정하기 위해 임상적 환경에서 정규적으로 사용할 수 있는 방법이 확립되어 있지 않은 것이 현실이다. 한편 몇몇 연구자들은 조영제에 의한 의미 있는 인공산물의 발생이 관찰되지 않았다는 상반된 연구 결과들을 보고하고 있다.^{18,19)}

본 연구에서는 실험 결과, Hounsfield 값이 조영제의 농도와 CT 튜브 전압 값에 의존함을 알 수 있었다. 조영제의 농도가 높을수록 더 많은 감쇠가 일어나는 것을 확인할 수 있었다. CT의 튜브 전류 값이 동일할 때, Hounsfield 값은 배후 영역이 공기이든 물이든 상관없이 모두 140 kVp 전압 값에 비해 120 kVp 전압 값에서 더 많이 감쇠하는 것으로 나타났다. 그러므로 낮은 튜브 전압에서 농도가 높은 조영제를 이용하여 CT 영상을 획득하여 이를 감쇠 보정에 이용할 경우, 높은 튜브 전압에서 낮은 농도를 가진 조영제를 이용할 경우에 비해 인공산물을 생성할 확률이 상대적으로

더 높을 것이라는 것을 예상할 수 있다.

모의실험을 통해 조영제의 비균일 분포가 감쇠 보정한 방출 영상에서 인공산물을 생성할 수 있음을 확인할 수 있었다. 조영제의 비균일 분포의 영향은 조영제의 농도, 분포 크기, 잡음 정도, 영상의 해상도, 재구성 알고리즘 등의 다양한 인자들에 의해 영향을 받는 것으로 나타났다. 이러한 다양한 인자들은 조영제의 영향을 감소시켰고, 이는 이전 연구들의^{18,19)} 결과에서처럼 어떤 경우에 있어서는 조영제에 의한 유의한 영향이 관찰되지 않을 수 있다는 것을 나타낸다고 할 수 있다. 본 연구 결과는 실제 임상에서 CT 스캔 시 조영제의 비균일 분포가 감쇠 보정한 PET 영상에서 부적절한 FDG 섭취를 나타낼 수 있음을 보여주는 것으로, 잘못된 판독을 피하기 위해서는 이러한 발생 가능한 인공산물에 대한 충분한 이해가 필요할 것으로 생각한다.

종양에서의 조영제의 저-감쇠는 감쇠 보정한 PET 영상에서 종양의 세기를 감소시키는 결과를 나타내었다. PET 영상에서 종양이 일반적으로 높은 FDG 섭취를 보이는 것과 달리 조영제는 종양의 유형에 따라 저-감쇠 또는 고-감쇠될 수 있다. 조영제가 저-감쇠될 경우 감쇠 보정하였을 때 종양에 대해 실제보다 과소 보정하게 되므로 종양의 세기가 과소평가될 수 있다. 따라서 실제 종양이 있음에도 불구하고 감쇠 보정한 방출 영상에서는 종양이 정상 조직과 유사한 FDG 섭취를 보일 수 있다. 이러한 종양에서의 저-감쇠에 의한 영향은 각각 다른 시간 상에서 조영제의 분포 정도가 달라지는 것에 영향을 받는 것으로 나타나, 언제 CT 영상을 획득하느냐 하는 것이 중요함도 알 수 있었다. 조영제의 저-감쇠에 의한 이러한 현상은 실제 임상에서 환자 데이터에서도 발생할 수 있기 때문에 잘못된 판독 결과를 초래할 수 있으므로 환자 판독 시 이에 대한 고려가 있어야 할 것으로 생각한다.

결 론

조영제는 감쇠 보정한 PET/CT 영상에서 인공산물을 생성하고 영상의 질을 떨어뜨릴 수 있다. 조영제에 의한 영향의 정도는 조영제의 농도, 분포 크기, 잡음 정도, 해상도, 그리고 재구성 알고리즘 등의 다양한 인자들에 의해 영향을 받았다. 투과 영상에서의 조영제의 비균일 증강은 감쇠 보정한 방출 영상에서 부적절한 FDG의 과대 섭취를 생성하였다. 종양에서의 조영제의 저-감쇠는 감쇠 보정한 방출 영상에서 종양의 세기를 감소시킬 수 있고, 종양의 세기의 감소는 시간 상에 영향을 받았다. 본 연구 결과는 임상에서

감쇠 보정한 PET/CT 영상에서 조영제에 의한 잠재적인 문제점을 충분히 이해하는 것이 매우 중요하다는 것을 보여 준다. 그러므로 이러한 영향들은 감쇠 보정한 PET 영상의 정성적 또는 정량적 분석을 위해서는 반드시 고려되어야 할 것으로 생각한다. 차후 조영제의 영향에 대한 임상적 평가를 위해 환자 데이터를 이용한 후속 연구의 수행이 필요 할 것으로 생각한다.

참 고 문 헌

1. Sandler MP, Coleman RE, Patton JA, Wackers FJT, Gottschalk A: *Diagnostic Nuclear Medicine*. 4th ed, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA (2003)
2. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME: *Physics in Nuclear Medicine*. 3rd ed, Saunders, Philadelphia, PA (2003)
3. Phelps ME: PET: the merging of biology and imaging into molecular imaging. *J Nucl Med* 41:661-681 (2000)
4. Lundqvist H, Lubberink M, Tolmachev V: Positron emission tomography. *Eur J Phys* 19:537-552 (1998)
5. Zanzonico P: Positron emission tomography: a review of basic principles, scanner design and performance, and current systems. *Seminars in Nuclear Medicine* 34:87-111 (2004)
6. Son HK, Yun M, Jeon TJ, et al: ROC Analysis of ordered subset expectation maximization and filtered back projection technique for FDG-PET in lung cancer. *IEEE Trans Nucl Sci* 50:37-41 (2003)
7. Wahl RL: To AC or not to AC: that is the question. *J Nucl Med* 40:2025-2028 (1999)
8. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D: Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 25:2046-2053 (1998)
9. Burger C, Georres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AHR, von Schulthess GK: PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *Eur J Nucl Med* 29:922-927 (2002)
10. Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, et al: PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between Germanium and CT transmission attenuation-corrected images. *J Nucl Med* 43:1137-1143 (2002)
11. Antoch G, Freudenberg LS, Beyer T, Bockisch A, Debatin JF. To enhance or not to enhance? ^{18}F -FDG and CT contrast agents in dual-modality ^{18}F -FDG PET/CT. *J Nucl Med* 45:S56-S65 (2004)
12. Nakamoto Y, Chin BB, Kraitchman DL, Lawler LP, Marshall LT, Wahl RL: Effects of nonionic intravenous contrast agents at PET/CT imaging: phantom and canine studies. *Radiology* 227:817-824 (2003)
13. Cohade C, Osman M, Nakamoto Y, et al: Initial experience with oral contrast in PET/CT: phantom and clinical studies. *J Nucl Med* 44:412-416 (2003)
14. Antoch G, Freudenberg LS, Egelhof T, et al: Focal tracer uptake: a potential artifact in contrast-enhanced dual-modality PET/CT scans. *J Nucl Med* 43:1339-1342 (2002)
15. Antoch G, Jentzen W, Freudenberg LS, et al: Effect of oral contrast agents on computed tomography-based positron emission tomography attenuation correction in dual-modality positron emission tomography/computed tomography imaging. *Invest Radiol* 38:784-789 (2003)
16. Nehmeh SA, Erdi YE, Kalaigian H, et al: Correction for oral contrast artifacts in CT attenuation-corrected PET images obtained by combined PET/CT. *J Nucl Med* 44:1940-1944 (2003)
17. Antoch G, Kuehl H, Kanja J, et al: Dual-modality PET/CT scanning with negative oral contrast agent to avoid artifacts: introduction and evaluation. *Radiology* 230:879-885 (2004)
18. Dizendorf E, Hany TF, Buck A, von Schulthess GK, Burger C: Cause and magnitude of the error induced by oral CT contrast agent in CT-based attenuation correction of PET emission studies. *J Nucl Med* 44:732-738 (2003)
19. Dizendorf EV, Treyer V, von Schulthess GK, Hany TF: Application of oral contrast media in coregistered positron emission tomography-CT. *AJR* 179:477-481 (2002)
20. Yau YY, Chan WS, Tam YM, et al: Application of intravenous contrast in PET/CT: does it really introduce significant attenuation correction error? *J Nucl Med* 46:283-291 (2005)
21. Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM, Coursey JS, Zucker DS: XCOM: Photon Cross Section Database (version [Online] Available: <http://physics.nist.gov/xcom>. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD (1999)
22. Brancatelli G, Baron RL, Peterson MS, Marsh W: Helical CT screening for hepatocellular carcinoma in patients with cirrhosis: frequency and causes of false-positive interpretation. *AJR* 180:1007-1014 (2003)

Impact of Contrast Agent for PET Images with CT-based Attenuation Correction

Hye-Kyung Son*, Timothy G. Turkington[†], Yun-Young Kwon*[†], Haijo Jung*[†], Hee-Joung Kim*[§]

*Research Institute of Radiological Science, Yonsei University, [†]Department of Radiology, Duke University Medical Center, [‡]BK21 Project for Medical Science, [§]Department of Radiology, Yonsei University College of Medicine

Experiments and simulation were done to study the impact of contrast agent when CT scan was used to attenuation correction for PET images in PET/CT system. Whole body phantom was imaged with various concentration of iodine-based contrast agent using CT. Mathematical emission and transmission density map with liver were made to simulate for whole body FDG imaging. A variety of factors were estimated, including non-uniform enhancement of contrast agent, concentration and distribution size of contrast agent, noise level, image resolution, reconstruction algorithm, hypo-attenuation of contrast agent, and different time phases for contrast agent. Experimental studies showed that Hounsfield unit depends on the concentration of contrast agent and tube voltage. From the simulation data, contrast agents introduced artifacts and degraded image quality on the attenuation-corrected PET images. The severity of these effects depends on a variety of factors, including the concentration and distribution size of contrast agent, the noise levels, and the image resolution. These results indicated that the impact of contrast agents should be considered with a full understanding of their potential problems in clinical PET/CT images.

Key Words : PET/CT, Attenuation correction, Artifacts, Contrast agents