

양전자방출단층촬영(PET)에서 회전 핀선원과 투과 및 방출 동시 영상 방법을 이용한 감쇠보정 방법 특성에 관한 고찰

삼성의료원 핵의학과*, 삼성생명과학연구소 임상의학연구센터†, 이화여자대학교 물리학과‡

이정림*[#] · 최 용* · 이경한* · 김상은*[†] · 지대운* · 신승애[#] · 김병태*

= Abstract =

An Assessment of Post-Injection Transmission Measurement for Attenuation Correction With Rotating Pin Sources in Positron Emission Tomography

J.R. Lee, M.S.*[#], Y. Choi, Ph.D.*[†], K.H. Lee, M.D.*[†], S.E. Kim, M.D.*[†]
D.Y. Chi, Ph.D.*[†], S.A. Shin, Ph.D.*[‡] and B.T. Kim, M.D.*

Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, Samsung Biomedical Research Institute[†], and Department of Physics, Ewha Womans University[‡], Seoul, Korea*

Attenuation correction is important in producing quantitative positron emission tomography (PET) images. Conventionally, photon attenuation effects are corrected using transmission measurements performed before tracer administration. The pre-injection transmission measurement approach may require a time delay between transmission and emission scans for the tracer studies requiring a long uptake period, about 45 minutes for F-18 deoxyglucose study. The time delay will limit patient throughput and increase the likelihood of patient motion. A technique for performing simultaneous transmission and emission scans (T+E method) after the tracer injection has been validated. The T+E method subtracts the emission counts contaminating the transmission measurements to produce accurate attenuation correction coefficients. This method has been evaluated in experiments using a cylindrical phantom filled with background water (5750 cc) containing 0.4 $\mu\text{Ci}/\text{cc}$ of F-18 fluoride ion and one insert cylinder (276 cc) containing 4.3 $\mu\text{Ci}/\text{cc}$. GE Advance™ PET scanner and Ge-68 rotating pin sources for transmission scanning were used for this investigation. Post-injection transmission scan and emission scan were performed alternatively over time. The error in emission images corrected using post-injection transmission scan to emission images corrected transmission scan was 2.6% at the concentration of 1.0 $\mu\text{Ci}/\text{cc}$. No obvious differences in image quality and noise were apparent between the two images. The attenuation correction can be accomplished with post-injection transmission measurement using rotating pin sources and this method can significantly shorten the time between transmission and emission scans and thereby reduce the likelihood of patient motion and increase scanning throughput in PET.

Key Words : Positron Emission Tomography (PET), Attenuation correction, Transmission and emission scans

서 론

양전자방출단층촬영술(positron emission tomography, PET)에서 방출되는 광자의 감쇠효과는 영상의 질적 저하의 중요한 원인이 된다. 이론적으로 가장 정확한 감쇠보정 방법¹⁾은 투과스캔을 관심부위에 실시하여 측정된 감쇠보정영상(measured attenuation correction map)을 같은 부위에서 실시한 방출영상의 재구성에 적용하는 것이다.

감쇠보정 방법은 공백스캔(blank scan) 데이터와 투과스캔(transmission scan) 데이터로부터 감쇠계수(attenuation coefficient) μ 를 측정하여 방출스캔 데이터에 적용시켜 감쇠보정영상을 얻는 것이다. 즉, 감마선이 두께가 x 인 흡수체를 통과하기 전의 강도를 I_0 , 통과한 후의 강도를 I 라 하면 $I = I_0 e^{-\mu x}$ 가 성립하고 이때 μ 는 그 감마선의 흡수체에 대한 감쇠계수이다. 그리고, 공백스캔의 방사능을 I_B 라 하고 투과스캔의 방사능을 I_T , 투과용선원의 감마선이 관통하는 물체의 거리를 d 라 하면

$$e^{-\mu d} = I_T / I_B \quad (1)$$

에 해당된다. 또한, 감쇠되어 측정된 방출스캔의 방사능을 N , 감쇠되기 전의 방사능을 N_0 라 하면

$$N = N_0 e^{-\mu d} = N_0 (I_T / I_B) \quad (2)$$

가 성립한다. 따라서, 공백스캔 데이터 I_B 와 투과스캔 데이터 I_T , 방출스캔 데이터 N 을 측정하여 얻은후, 감쇠보정된 방출스캔 데이터는

$$N_0 = N (I_B / I_T) \quad (3)$$

로부터 계산할 수 있다.

그런데, 기존의 방법에서는 먼저 공백스캔을 하고 환자를 베드에 고정시킨 다음 투과스캔을 하며, 추적자를 주사하여 섭취되기까지 환자가 움직이지 않은 상태로 장시간(F-18 deoxyglucose의 경우 약 45분)이 경과된 후에 같은 위치, 같은 부위에 대한 방출스캔을 시행한다. 투과스캔과 방출스캔 시행시간 간격이 길어짐에 따라 촬영중 환자의 움직임에 따른 인공산물이 생길 가능성이 커지고 PET스캐너의 효율적 사용에도 제한이 있었다. 이를 개선하기 위하여 추적자를 먼저 주사한 후 방출스캔의 방사선원이 존재하는 상태에서 회전선원을 사용하는 투과스캔을 실시함으로써, 두 스캔의 시간 간격을 단축하는 방법이 제시되었다^{2, 3)}. 또

한, 투과 및 방출스캔을 동시에 얻어 투과스캔의 측정치를 왜곡시키는 방출계수(emission counts)를 빼주는 방법(T+E 방법)으로부터 정확한 감쇠보정을 할 수 있게 되었다⁴⁾.

그러므로, 추적자 주사 후의 투과 및 방출스캔을 이용하여 감쇠보정을 하면 스캔시간이 단축되어 환자가 움직일 가능성을 줄일 수 있기 때문에 영상의 질을 향상시킬 수 있고, PET스캐너의 효율을 높일 수 있다. 따라서, 본 논문에서는 동시에 투과 및 방출스캔을 얻는 T+E 감쇠보정 방법의 특성을 고찰하고 임상 적용 가능성에 관하여 연구하였다.

대상 및 방법

1. PET스캐너

GE AdvanceTM PET스캐너(GE Medical Systems, Milwaukee, WI, U.S.A)는 336개의 검출기 블록으로 이루어져 있으며 블록의 크기는 50.0 mm(중단면)×24.0 mm(횡단면)×30.0 mm(방사면)이다. 각 검출기 블록은 6행과 6열의 BGO 결정으로 이루어져 있으며 각 검출기의 크기는 4.0 mm(횡단면)×8.1 mm(중단면)이다. PET스캐너는 검출기 블록들로 이루어진 18개의 원형 검출기로 구성되어 있으며 55.0 cm의 횡축시야와 35개의 단층면으로 구성된 15.3 cm의 종축시야를 갖고 있다. 감쇠보정을 위한 투과스캔에서는 2개의 Ge-68(10 mCi) 회전 핀선원을 사용하였다.

2. 실린더모형

실험에서 사용한 실린더 모형의 체적은 5750 cc이고, 목적물을 나타내는 실린더 모양의 삽입물이 3개 있으며 이들은 체적이 각각 276 cc이다. 한 삽입물 실린더에는 방사선원을 주입한 물을 채웠으며, 다른 2개의 삽입물 실린더에는 공기와 테플론(polytetra fluoroethylene)을 채웠다. 이들에 대한 배치는 그림 1에 나타내었다. 방출스캔에서 사용한 방사선원은 의료용 사이클로트론 PETtrace200TM (GE Medical Systems)에서 생산한 F-18 fluoride ion이었고, hot 실린더의 방사능은 첫번째 실험에서 3.4 μ Ci/cc, 두번째와 세번째 실험에서 4.3 μ Ci/cc이었으며 배후 방사능은 모두 0.4 μ Ci/cc로 하였다.

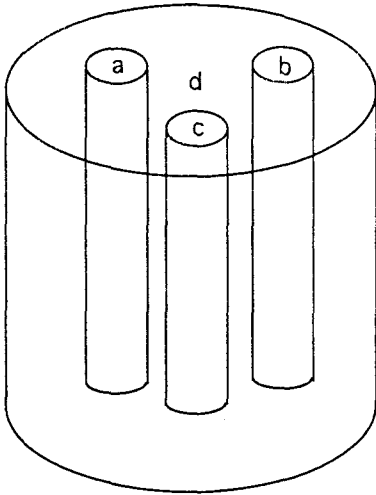


그림 1. 감쇠보정 실험에 사용한 실린더 모형(체적 5750 cc)
a: hot region(4.3 $\mu\text{Ci/cc}$), b: 공기, c: 테플론,
d: 배후(0.4 $\mu\text{Ci/cc}$)

3. 실험 과정

실험은 공백스캔을 30분간 실시한 후 방사선원을 주입한 모형을 스캐너에 장착하고, 방출 방사선원이 존재하는 상태에서의 투과스캔을 5분, 10분, 20분간 실행하여 투과 및 방출스캔 시간이 최종 방출영상에 미치는 역할을 고찰하였다. 방출스캔은 20분간 실행하였다. 첫번째 실험에서는 위와 같은 투과스캔과 방출스캔을 6시간 동안에 교대로 5차례 실시하였고, 두번째와 세번째 실험에서는 3차례씩 6시간 동안 실시하여 투과 및 방출스캔에서 방출스캔 오염 정도에 따른 오차를 검사하였다. 그리고, 각각의 방출 방사선원이 모두 붕괴된 다음날에 투과스캔을 20분씩 실시하여 감쇠보정의 기준 데이터로 사용하였다.

4. 영상 재구성

PET 영상은 차단주파수가 4.5 mm^{-1} 인 Hanning 여과기를 사용하여 재구성되었고, 매트릭스 크기는 128×128 이었다. T+E 방법에서는 방출스캔 영상들을 동시에 얻은 투과 및 방출스캔 영상으로부터 방출 계수를 빼준 경우(T+E-E)와 빼주지 않은 경우(T+E)의 투과영상으로 감쇠보정을 하였다. 또한, 동일한 방출스캔 영상들을 기준 투과영상으로 감쇠보정하여 이 결과들을 서로 비교하였다.

5. 영상 분석

모든 영상에서 관심영역(ROI; region of interest)은 직경 17.0 mm, 면적 12.5 cm^2 의 원형으로 hot 실린더, 배후, 공기, 테플론에 1개씩 그렸고 이들 4개의 관심영역에 대한 방사능 강도의 평균과 표준편차의 통계결과를 얻었다. 스캔시간 진행에 따른 방사능 강도의 붕괴를 보정하였다. 영상의 노이즈 수준은 관심영역의 방사능 강도 평균값에 대한 표준편차를 35개의 영상단면에 대하여 평균하여 나타내었다.

$$\text{노이즈 수준} = \frac{\text{표준편차의 평균값}}{\text{방사능 강도의 평균값}} \times 100\% \quad (4)$$

영상면 표준편차 백분율(영상면 표준편차%)은 35개의 영상단면에 대한 관심영역의 방사능 강도 평균값의 표준편차 백분율을 계산하여 나타내었다.

영상면 표준편차%(35개 영상단면에 대한)=

$$\frac{\text{방사능 강도 평균값의 표준편차}}{\text{방사능 강도의 평균값}} \times 100\% \quad (5)$$

산란분획(scatter fraction)효과⁵⁾는 관심영역 배후의 방사능 강도에 대한 관심영역 공기의 방사능 강도의 비를 계산하여 나타내었다.

$$\text{산란분획} = \frac{\text{공기의 방사능 강도}}{\text{배후의 방사능 강도}} \times 100\% \quad (6)$$

그리고, T+E 방법에서 얻은 결과인 hot 실린더 및 배후 관심영역의 방사능 강도 분포, 영상의 노이즈, 영상면 표준편차 백분율과 공기 및 테플론 관심영역의 산란분획효과를 기존의 투과스캔 방법의 결과에 대하여 규격화하였다.

결 과

감쇠보정에서 사용한 투과스캔 영상은 2가지이며 그림 2에서 (a)는 방출선원의 방사능 없이 투과용선원 방사능으로만 얻은 종래의 방법에 의한 기준 투과영상이고 (b)는 T+E 방법에서 투과용선원의 방사능이 방출선원의 방사능에 의해 오염되어 있는 영상이다. 방출영상은 재구성 과정에서 그림 2의 (a), (b)의 투과 영상에 의해 4가지로 구분하여 그림 3에 나타내었다.

— 이정립 외 6인: 양전자방출단층촬영(PET)에서 회진 편선원과 투과 및 방출 동시 영상 방법을 이용한 감쇠보정 방법 특성에 관한 고찰 —

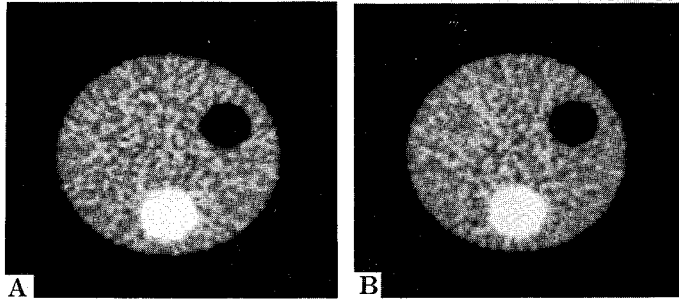


그림. 2. 투과영상 (a) 기준 투과영상, (b) T+E 영상.

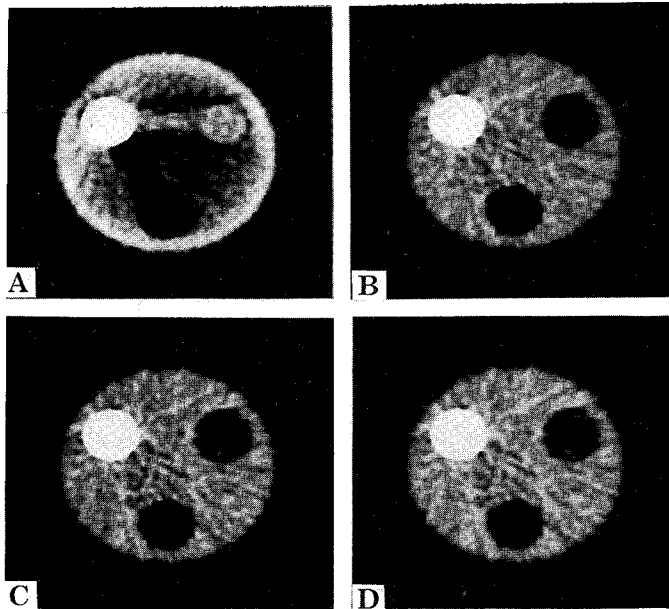


그림. 3. 감쇠보정한 방출영상
 (a) 감쇠보정을 하지않은 방출영상
 (b) 기준 투과영상으로 감쇠보정한 방출영상
 (c) T+E 영상으로 감쇠보정한 방출영상
 (d) T+E-E 영상으로 감쇠보정한 방출영상

이들은 20분간의 방출스캔 영상에 대하여 (a)감쇠보정을 하지않은 영상, (b)기준 투과영상으로 감쇠보정한 영상, (c)방출계수를 빼지않은 투과영상으로 감쇠보정한 영상(T+E 방법), (d)방출계수를 뺀 투과영상으로 감쇠보정한 영상(T+E-E 방법)이다. 그림 3에서 (a)의 경우에 영상의 안쪽에서 광자의 감쇠효과가 많이 나타나 방사능이 비균일하게 보였다. 이러한 감쇠효과를 반드시 보정해야 하고 (b)의 경우에 종래의 투과스캔인 그림 2의 (a)로 감쇠보정한 결과로서 영상이 균일하고 명확하게 나타났다. (c)와 (d)는 추적자를

주입한 후에 실시하는 T+E 방법의 투과스캔인 그림 2의 (b)로 감쇠보정한 영상으로서, 방출계수의 유무에 대하여 서로 큰 차이를 보이지 않았으며, 또한 (b)의 기준 영상과 비교할때 시각분석면에서는 큰 차이가 없었다.

이들 영상을 정량분석하여 관심영역이 hot 실린더인 경우 T+E 방법의 오차를 기준 투과스캔 방법에 대하여 규격화한 한 실험의 결과를 그림 4에 나타내었다. X축은 모형에 주입한 추적자의 방사능이 약 3 $\mu\text{Ci}/\text{cc}$ 부터 0으로 감소되는 것을 나타내었고, Y축은

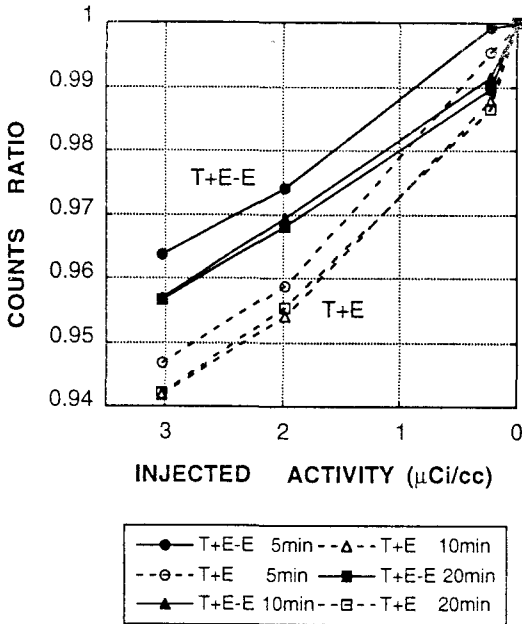


그림. 4. T+E 방법과 T+E-E 방법(5, 10, 20분 투과 및 방출스캔)의 오차; 기준방법(20분 투과스캔)에 대하여 규격화한 결과.

종래의 기준 투과스캔으로 감쇠보정한 영상에 대한 T+E 스캔으로 감쇠보정한 영상의 비를 나타내었다. 즉, 기준 투과스캔에 대한 T+E 스캔의 최대 오차는, 동시에 얻은 투과 및 방출스캔 영상으로부터 방출계수를 빼준 T+E-E에서 4.4%, 방출계수를 빼주지 않은 T+E에서 5.8%이었고, 실제 임상에서 관찰되는 수치인 1.0 μCi/cc(뇌에 대한 F-18 deoxyglucose 연구)의 방사능 영역에서, 20분간의 스캔일 경우 T+E-E 방법과 T+E 방법의 오차는 각각 2.0%, 2.6%이었다. 다른 두 실험에서의 오차는 각각 0.8%, 1.6%이었고 1.0%, 2.0%이었다. 방출계수를 빼준 T+E-E로 감쇠보정한 경우가 T+E로 감쇠보정한 경우보다 정확도는 약간 더 높으나 큰 차이는 없었다. 그리고, 투과스캔 시간 10분과 20분에 따른 오차의 크기는 큰 차이를 보이지 않았다.

그림 5에서는 관심영역 배후에서의 영상 노이즈 수준을 나타내었다. X축은 배후 방사능 농도를 나타내며, hot 실린더 방사능의 1/10에 해당되고, Y축은 기준 투과스캔에 대하여 T+E 스캔을 규격화한 노이즈 수준 비율을 나타내었다. 모든 관심영역에서 T+E-E 스캔으로 감쇠보정한 경우 방출계수를 빼주는 과정

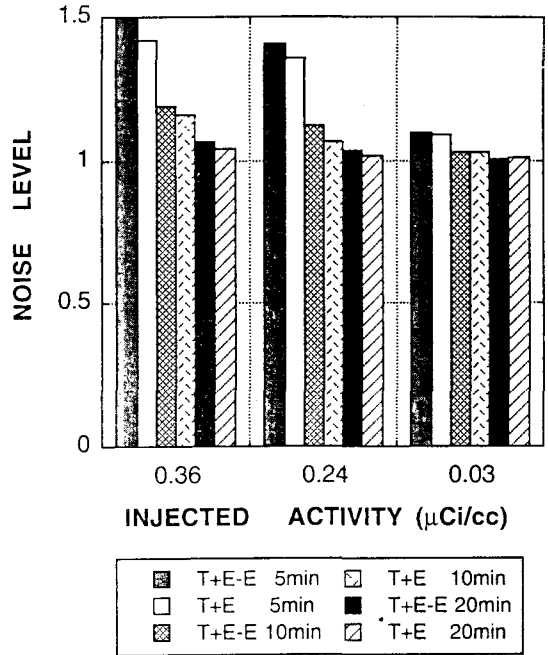


그림. 5. T+E 방법과 T+E-E 방법(5, 10, 20분 투과 및 방출스캔)으로 구성된 영상의 노이즈 수준; 기준방법(20분 투과스캔)에 대하여 규격화한 결과.

로 인하여 T+E 스캔으로 감쇠보정한 것보다 노이즈 수준은 약간 더 증가했다. X축의 방사능이 0.36 μCi/cc와 0.24 μCi/cc일 때 스캔시간 5분일 경우 노이즈가 36.0~50.0%로 가장 많았고 10분일 경우 7.0~19.0%로 감소하였고 20분일 경우 노이즈가 2.0~6.0%로 가장 적었다. 그러나, 방사능의 강도가 0.03 μCi/cc로 감소하면 스캔시간들에 대하여 노이즈 수준이 1.0~9.0%로 차이가 없었고 방출계수를 빼준 것과 빼주지 않은 것의 차이가 없어졌다.

그림 6에서는 영상면 표준편차 백분율을 T+E-E로 감쇠보정한 경우와 T+E로 감쇠보정한 경우를 기준 투과스캔 데이터에 대하여 규격화하여 나타내었다. X축은 배후의 방사능 농도를 나타내고, Y축은 편차를 나타내었다. 그림 5와 마찬가지로 T+E-E로 보정한 것이 T+E로 보정한 것보다 편차가 증가하였고, X축의 방사능이 0.36 μCi/cc와 0.24 μCi/cc일 때 스캔시간 5분일 경우 편차가 40.0~50.0%로 가장 많았다. 스캔시간이 10분일 경우, X축의 방사능이 0.36 μCi/cc일 때는 편차가 17.0~26.0%이었고, X축의 방사능이 0.24 μCi/cc일 때는 편차가 규격화한 기준값 1보

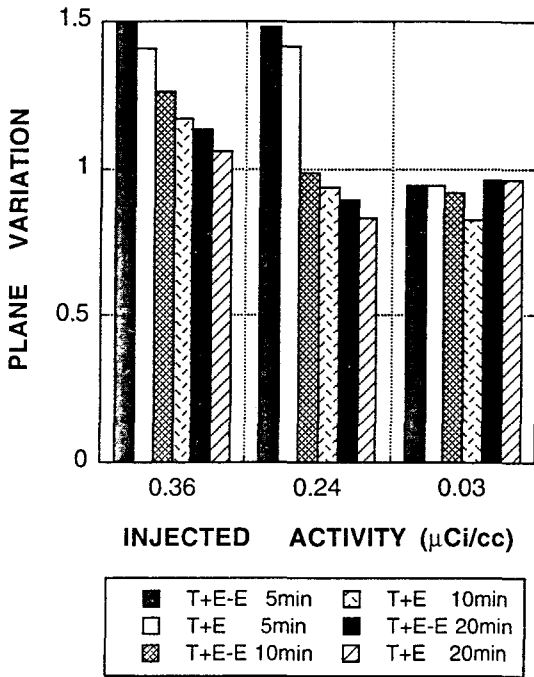


그림. 6. T+E 방법과 T+E-E 방법(5, 10, 20분 투과 및 방출스캔)의 영상면 표준편차 백분율; 기준 방법(20분 투과스캔)에 대하여 규격화한 결과.

다 2.0~6.0% 작은 값으로 나타났다. 스캔시간이 20분일 경우는 X축 방사능이 0.36 $\mu\text{Ci/cc}$ 일 때 4.0~13.0%, X축 방사능이 0.24 $\mu\text{Ci/cc}$ 일 때 기준값 1보다 10.0~16.0% 작은 값으로 나타났다. 방사능의 강도가 0.03 $\mu\text{Ci/cc}$ 로 감소하면 스캔시간들에 따른 편차가 기준값 1보다 4.0~17.0% 작아졌으며, 방출계수를 빼준 것과 빼주지 않은 것의 차이도 없어졌다.

그림 7의 X축은 배후 방사능의 농도를 나타내고 Y축은 관심영역 공기 측정치에 대한 관심영역 배후 측정치의 비인 산란분획을 나타내었다. 한 실험의 결과에서 20분간의 스캔일 경우, T+E-E 방법과 T+E 방법의 평균오차는 각각 17.0%, 19.0%이었다. 다른 두 실험에서는 평균오차가 각각 19.2%, 20.4%이었고 17.4%, 19.3%이었다. 그리고, 기준 투과스캔 방법을 사용하여 보정한 경우, 스캔시간 20분일 때 산란분획 값은 16.7%이었다. 이들 실험에서도 방출계수를 빼준 T+E-E로 감쇠보정한 것이 T+E로 감쇠보정한 것보다 산란분획이 적었으며 기준 투과스캔으로 감쇠보정한 산란분획값에 가까웠고 배후 방사능에 대해서 일정한 분포를 보였다.

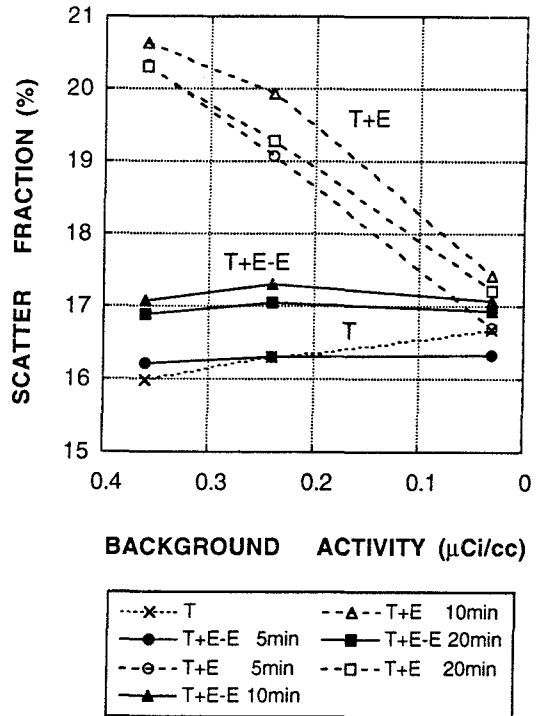


그림. 7. 기준 T 방법(20분 투과스캔)과 T+E 방법, T+E-E 방법(5, 10, 20분 투과 및 방출스캔)에서 관심영역 공기의 관심영역 배후에 대한 산란분획효과 비교.

고 찰

추적자 주사후 투과스캔을 사용하여 광자의 감쇠효과를 보정하기 위하여 Carson²⁾이 원형선원(Ge-68, 0.8 mCi)과 핀선원(Ge-68, 2.4 mCi)의 방법을 고찰하였다. 투과스캔과 방출스캔을 동시에 실시할 경우 총 방사선 계수로부터 투과스캔 측정치를 왜곡시키는 방출계수를 제외시켜야 하는데, 투과용선원의 방사능 강도에 비하여 방출계수가 많은 양을 차지하면 오차가 크게 증가하게 된다. 또한, 추적자의 생물학적 제거현상(washout)으로 인하여 방출계수를 빼주는 과정에서 발생하는 오차는 최종 방출영상의 정확도에 영향을 주게된다. 회전 핀선원의 장점은 시노그램식별(sinogram windowing)에 의하여 투과 스캔으로부터 생기는 산란 및 우연 동시계수를 대부분 제외시킬 수 있다는 것이다⁶⁾. 또한, 원형 투과용선원보다는 방사능 강도가 크기 때문에 방출계수는 총 계수에서 매우 작

은 부분을 차지하고 시노그램식별에서 잔류된 방출계수를 빼줄때 생기는 오차가 더욱 감소하게 된다. 그러므로, 원형 투과용선원보다는 방출계수를 정확하게 빼줄 수 있는 회전 편 투과용선원이 T+E 감쇠보정 방법에 훨씬 더 유용하다. 그리고, 감쇠보정에 사용할 투과 및 방출영상은 추적자의 제거현상을 고려할 때 방출계수로서 빼주어야 할 방출영상에 시간적으로 가까운 것이 오차가 적다.

Turkington등⁴⁾은 회전 편 투과용선원을 사용하고 투과 및 방출스캔 사이에 발생 가능한 환자의 움직임 을 모방하여 모형의 위치를 7.5 mm, 15 mm씩 이동시켜 T+E 감쇠보정 방법의 오차를 측정하였다. 모형의 위치가 수직축에서 0~15 mm까지 이동할때 생기는 오차 13%에 비하면, T+E 스캔으로 감쇠보정한 것을 종래의 투과스캔으로 감쇠보정한 것과 비교할 때의 3% 오차는 무시될 수 있을 만큼 적으므로, 두 스캔간의 시간 간격을 단축하여 실제로 환자의 움직임을 최대한 방지할 수 있는 T+E 감쇠보정 방법은 실제 임상분석에 있어서는 종래의 방법보다 오히려 더 정확한 영상을 제공할 수 있다.

본 실험의 결과에서 나타났듯이 종래의 투과스캔 방법과 T+E 방법이 시각분석이나 정량분석에서 차이가 없으므로, 스캔시간이 단축되는 T+E 방법으로 감쇠보정하는 것이 바람직하다. 영상을 정량분석한 결과는, 기준 투과 스캔 방법에 대한 T+E 방법의 오차가 임상에 적용되는 1.0 $\mu\text{Ci/cc}$ 의 방사능에서 20분간의 스캔일 경우 최대 2.6%이며 방출계수를 빼준 T+E-E로 보정한 경우가 T+E로 보정한 경우보다 정확도가 약간 더 높게 나타났다. 전체적으로 T+E-E로 보정한 것이 T+E로 보정한 것보다 영상의 노이즈 수준과 영상면 표준편차 백분율이 증가되어 있지만, 스캔시간이 10분 이상일 때는 그 증가율이 미미하였다. 따라서, 방출계수를 빼주는 경우 노이즈와 영상면 표준편차 백분율은 약간 더 증가하지만, 기준 투과스캔 방법과 비교하여 차이가 적고 정확도가 더 크기 때문에 T+E-E로 감쇠보정하는 것이 효율적이다.

본 실험에서 추적자를 먼저 주사한 후의 투과스캔으로 감쇠보정한 T+E 방법에서의 감쇠계수는 관심영역 hot 실린더의 경우에는 0.0952 cm^{-1} 이고, 관심영역 배후에서는 0.0949 cm^{-1} 로서 참값으로 비교한 물에 대한 감쇠계수¹⁾ 0.0959 cm^{-1} 과 거의 일치한다. 따

라서, T+E 방법으로 정확한 감쇠계수를 구할 수 있으며 기존의 투과스캔 측정 방법과 비교하여 그 차이가 미미하다.

결론적으로, 모형을 사용한 실험을 분석한 결과, 종래의 기준 투과스캔 방법에 비하여 그 오차가 미미하므로 임상에 충분히 적용할 수 있으며, 추적자 주사후의 투과 및 방출 스캔으로부터 감쇠보정 방법을 실행하여 명확한 영상을 얻고, 두 스캔간의 시간 간격을 단축시켜 환자가 움직일 가능성을 최소화함으로써 영상의 질을 향상시킬 수 있다.

요 약

정량적인 PET 영상에서는 감쇠보정이 매우 중요하며 가장 정확한 방법은 투과스캔을 관심부위에 실시하여 측정된 감쇠보정영상을 만들고, 이를 같은 부위에서 실시한 방출 영상의 재구성에 적용하는 것이다. 기존의 방법은 투과스캔 후에 추적자가 섭취되기까지 장시간이 경과된 후 방출스캔을 하므로 PET스캐너의 효율적 사용에 제한이 있었다. 따라서, 스캔시간을 단축하고 촬영중 환자가 움직일 가능성을 최소화시켜 영상의 질을 개선하고 PET스캐너의 효율을 높이기 위하여, 추적자를 주사한 후 투과 및 방출스캔을 동시에 실시하여, 투과스캔에서의 측정치를 왜곡시키는 방출계수를 빼주는 T+E 감쇠보정 방법을 실행하였다. 배후에는 F-18 fluoride ion $0.4 \mu\text{Ci/cc}$ 의 방사능을 가진 물을 실린더 모형(5750 cc)에 채우고, 목적물을 나타내는 1개의 삽입물 실린더(276 cc)에는 F-18 fluoride ion $4.3 \mu\text{Ci/cc}$ 의 방사능을 주입하고 공기를 주입한 삽입물 실린더와 테플론으로 이루어진 삽입물 실린더를 사용하여 T+E 방법의 특성을 고찰하였다. 투과용선원으로 Ge-68(10 mCi) 회전 편선원을 사용하여 6시간 동안에 T+E 스캔을 5분, 10분, 20분, 방출스캔을 20분씩 교대로 5차례 실행하여 투과 및 방출영상이 최종 방출영상에 미치는 오차를 측정하였다. T+E 스캔으로 감쇠보정한 방출영상과 기준 투과영상으로 감쇠보정한 방출영상을 비교하면, 목적물의 방사능이 $1.0 \mu\text{Ci/cc}$ 일 경우 T+E 감쇠보정 방법의 오차는 2.6%이었으며 이 오차는 목적물의 방사능이 줄어들수록 더욱 감소하였다. 또한, T+E 방법으로 구성된 방출영상의 노이즈는 기준 투과스캔 방법으로 보정된

영상에 비하여 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러므로, 회전 편선원과 투과 및 방출 동시 영상 방법을 사용하여 정확한 감쇠보정을 할 수 있었으며 이 방법은 임상 PET 영상에서 환자당 스캔시간을 줄임으로써, 환자의 움직임으로 인하여 발생할 수 있는 오차를 최소화하여 PET 스캐너의 효율을 높일 수 있었다.

감사의 글

본 논문의 실험을 도와주신 PET 조정실의 서 원영씨, 최 성욱씨, 사이클로트론실의 신 용환씨, 신 영순씨께 감사드립니다.

REFERENCES

- 1) Sorenson JA, Phelps ME: *Physics in Nuclear Medicine*. pp 408-419, Grune & Stratton, Inc, 1987
- 2) Carson RE, Daube-Witherspoon ME, Green MV: *A method for postinjection transmission measurements with a rotating source*. *J Nucl Med* 1988;29:1558-1567
- 3) Thompson CJ, Ranger N, Evans AC, Gjedde A: *Validation of simultaneous PET emission and transmission scans*. *J Nucl Med* 1991;32:154-160
- 4) Turkington TG, Coleman RE, Schubert SF, Ganin A: *An evaluation of post-injection transmission measurement in PET*. *IEEE Trans Nucl Sci* 1994;41:1538-1544
- 5) Karp JS, Daube-Witherspoon ME, Hoffman EJ, Lewellen TK, Links JM, Wong WH, Hichwa RD, Case ME, Cosher JG, Hitchens RE, Muehlelehner G, Stoub EW: *Performance standards in Positron Emission Tomography*. *J Nucl Med* 1991; 32:2342-2350
- 6) Ranger NT, Thompson CJ, Evans AC: *The application of a masked orbiting transmission source for attenuation correction in PET*. *J Nucl Med* 1989;30:1056-1068