

팬텀 영상을 이용한 PET 스캔시간의 최적화 연구

연세대학교 의과대학 BK21 의과학사업단*, 방사선의과학연구소†, 진단방사선과학교실‡

정하규*·† · 김동현*·† · 정해조†·‡ · 손혜경*·†
 홍순일*·† · 윤미진†·‡ · 이종두†·‡ · 김희중*·†·‡

투과스캔을 이용한 측정감쇠보정은 정량적으로 비교적 정확한 영상을 재구성 할 수 있으며, 양전자방출 단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)의 경우에도 최적의 방출스캔과 투과스캔의 시간에 관한 많은 연구가 이루어져 오고 있다. 본 연구에서는 다양한 팬텀을 이용한 실험을 통하여 적절한 방출스캔과 투과스캔 시간을 조사하고자 하였다. GE Advance PET™ 기기와 ¹⁸F 방사성 동위원소를 이용하여 실린더형 팬텀, 물, 공기 및 테플론의 세 가지 삼입물이 장착된 NEMA (National Electrical Manufacturers Association) 팬텀, 그리고 호프만 뇌 팬텀에 대해 이차원 영상획득 모드로 각각 데이터를 획득하였다. 실린더형 팬텀, NEMA 팬텀, 그리고 호프만 뇌 팬텀에 약 136 MBq, 309 MBq, 그리고 111 MBq의 ¹⁸F를 각각 채우고 2, 5, 10, 15, 30 분의 방출스캔을 시행하였다. 이때 각각의 방출스캔에 대해 2, 3, 4, 5, 7, 10, 15, 20, 30 분의 투과스캔을 시행하였다. 각각의 투과스캔을 이용한 측정감쇠보정으로 영상을 재구성하였으며, 재구성한 각각의 영상에 대하여 관심영역을 설정하여 평균, 표준편차, 변이계수 그리고 퍼센트 오차 등을 측정하였다. 실린더형 팬텀의 경우 평균 및 표준편차는 방출스캔, 투과스캔 시간에 따라 감소되었고, 변이계수는 투과스캔 시간 10분 이상에서 일정하게 유지되는 경향을 보였다. 또한 방출스캔 시간을 10분에서 15분으로 증가시켰을 때와 15분에서 30분으로 증가시켰을 때의 에러 감소량이 거의 동일하였다. NEMA 팬텀의 경우 세 가지 삼입물에 대한 퍼센트 오차를 모든 방출스캔 시간에 대하여 합하였을 때 투과스캔 15분에서 가장 적은 오차를 나타내었다. 결론적으로 본 연구에서 사용된 동위원소량과 영상획득조건 하에서 방출스캔과 투과스캔의 시간이 각각 15분일 때 최적의 영상질을 획득할 수 있음을 알 수 있었다.

중심단어 : 양전자방출단층촬영, 스캔시간, 정량분석, 투과스캔, 방출스캔

서 론

양전자방출전산화단층촬영(Positron Emission Tomography, PET) 기법은 다양한 질병의 진단에 매우 유용하게 이용할 수 있어 그 중요성이 점점 커지고 있는 추세이다. 이에 따라 한정된 양의 방사성 동위원소를 사용하여 환자의 불편과 방사선 피폭을 최소한으로 감소시키고 양질의 PET 영상을 얻기 위한 노력이 계속 시도되고 있으

며,¹⁾ 특히 그 동안 감쇠보정이 재구성된 PET 영상의 병변검출에 실제로 영향을 주는 지에 대한 많은 논의가 있어왔다.¹⁻³⁾ 이러한 감쇠보정 방법에는 계산감쇠보정과 측정감쇠보정 등이 있다.

계산감쇠보정은 물체의 감쇠특성이 일정한 상수 값을 가지고, 물체의 모양과 위치를 알고 있다는 가정 하에 보정을 실시하는 것으로 부가적인 투과스캔이 필요 없다는 장점이 있다. 일반적으로 뇌 또는 흉곽 이하의 가슴부위 등은 조직의 모양과 감쇠계수가 상대적으로 균일하여 이러한 단면에 대하여 비교적 정확한 감쇠를 계산할 수 있다.⁴⁾ 하지만 인체의 어느 부분도 일정한 감쇠계수를 가지고 있는 부분은 없고 인체 일부분의 정확한 모양을 알아 내기가 힘들며, 영상 재구성 시 손으로 관심영역을 그려야 하므로 이러한 부분에서 항상 오차가 발생할 수 있다는 단점이 있다.

측정감쇠보정은 투과스캔을 통하여 얻는 감쇠지도를 이용하여 감쇠보정을 실시하는 것으로 일반적으로 계산감쇠

Submitted July 10, 2002 accepted August 30, 2002
 This study was supported partly by BK21 Project for Medical Sciences and Research Institute of Radiological Sciences in Yonsei University, Seoul, Korea.
 Corresponding Author: Hee-Joung Kim, Ph.D., Department of Radiology, Yonsei University College of Medicine
 134 ShinchonDong SeodaemoonKu, Seoul 120-752, Korea
 Tel: 822-361-5753, Fax: 822-313-1039
 Email: hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

정하규 외 7인: 팬텀 영상을 이용한 PET 스캔시간의 최적화 연구

보정 보다는 측정감쇠보정이 더욱 정확한 영상을 얻을 수 있다고 알려져 있다.⁴⁾ 그러나 측정감쇠보정의 경우는 투과스캔을 실시하는 동안 발생하는 산란과 우연계수가 PET 영상에서의 노이즈 수준을 현저하게 증가시킨다.^{4,5)} 그래서 이러한 노이즈를 줄이기 위해 필터를 사용하거나, 계수의 신호 대 잡음비를 증가시키기 위하여 보다 긴 시간동안의 투과스캔이 요구된다. 그러나 필터의 사용은 심각한 영상의 왜곡을 발생시킬 수 있고, 긴 시간동안의 스캔은 환자에게 불편을 가중시키며 움직임에 의한 영상 왜곡을 발생시킬 수 있다는 단점이 있다.⁵⁾ 반면 측정감쇠보정을 실시하기 위해서는 방출스캔과 투과스캔이 함께 이루어지는데, 투과스캔시 발생하는 산란과 우연계수에 의해 발생하는 추가적인 계수는 전체 계수를 증가시키는 효과를 가져오므로 체내에 분포한 동위원소의 양을 상대적으로 낮게 평가하게 되는 장점을 가지고 있다.⁴⁾

PET 기기에서 방사선을 검출하는 방법에는 검출기고리 사이에 납 또는 텅스텐 격막을 장치하여 한 개 또는 인접한 몇 개의 검출기고리에서 측정되는 동시측정선만을 이용하는 2차원 데이터 획득방법과 이러한 격막을 제거하여 획득하는 3차원 데이터 획득방법이 있다.⁶⁾

2차원 데이터 획득방법은 제한된 영상획득시간과 격막으로 인하여 불충분한 통계적 계수와 낮은 효율을 가지므로 최적의 영상분해능을 얻는데 제한이 있다.⁶⁾ 그러나 다른 영상면에서 발생하는 신호 간섭을 제거한 단층 영상을 획득할 수 있다는 장점이 있다.

3차원 데이터 획득 방법은 다중-검출기 고리형 PET 시스템에서 민감도를 수 배 이상 증가시킬 수 있기 때문에⁷⁾ 임상연구시 영상획득 프로토콜로 이용되는 장점이 있다.⁸⁾ 그러나 이러한 데이터 획득방법은 영상 재구성 등의 계산에 많은 시간이 소요되고, 영상면의 시야 내부뿐만 아니라 외부에서 발생하는 산란 방사선을 차단하지 못하므로 산란분획이 증가하며 영상대비가 저하되어 영상의 정확한 정량화에 심각한 영향을 줄 수 있다.⁹⁾ 특히, 뇌 영상획득에 있어서 이러한 산란분획은 3차원 영상획득 시 뇌 백질의 계수에 기여하여 방사능 농도를 증가시키는 단점으로 인해 2차원으로 획득한 영상보다 영상대비가 저하되는 결과를 가져오기도 한다.⁶⁾

본 연구의 목적은 PET 영상의 재구성 시 측정감쇠보정을 통하여 영상을 얻을 때 중요한 인자로 작용하는 투과스캔의 적정시간 및 그에 따른 방출스캔의 최적시간을

분석하고, 투과스캔과 방출스캔의 시간이 영상의 질에 어떠한 영향을 미치는 지 정량분석하고자 하는 것이었다. 본 연구에서는 최적의 방출스캔과 투과스캔 시간을 결정하기 위해 2차원 데이터 획득모드와 2차원 영상 표준 획득모드인 고 민감도 모드⁷⁾를 이용하여 영상을 획득 및 재구성하였다. 또한 측정감쇠보정을 통한 영상의 질을 높이기 위해 투과스캔 시간을 줄이려는 방법들이 많이 연구되어 왔는데,¹⁰⁾ 본 연구에서는 팬텀을 이용하였으므로 스캔 시간의 제한을 받지 않는다는 장점을 이용하여 5개의 방출스캔 시간과 9개의 투과스캔 시간을 설정하였다.

대상 및 방법

1. PET 영상획득

본 실험에서 획득한 모든 PET 영상은 GE Advance PET™ (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) 기기를 이용하여 이루어 졌다.

이 기기는 횡축방향 4.0 mm, 축방향 8.0 mm, 동경방향 30 mm의 차원을 가진 36개의 Bismuth Germanate Oxide (BGO)결정들과 두 개의 광전자 증배관으로 이루어진 검출기 블록, 6개의 검출기 블록이 모여서 된 검출기 모듈, 그리고 56개의 검출기 모듈이 실린더의 형태로 하나의 시스템을 이루며, 여기에는 총 12,096개의 BGO결정들과 각각 672개의 결정을 가진 18개의 검출기 링들로서 기본적으로 35개의 영상면을 이루고 있다. 검출기 링의 앞면과 뒷면은 후방 산란된 감마선을 차단하기 위한 납 재질의 두꺼운 격막으로 보호되고 있으며 검출기 링들 사이에는 두께 1 mm, 길이 117 mm의 텅스텐 격막이 위치하여 2차원을, 격막을 제거한 상태에서 3차원 스캔을 실시할 수 있다. 스캐너의 횡축시야는 55 cm, 종축시야는 15.2 cm 이며^{11, 12)} 연속적인 영상획득이 가능하고 초기 영상 재구성 시에 4.25 mm의 슬라이스 두께를 가지는 35장의 축방향 영상을 생성한다.

영상획득을 위하여 미리 준비한 팬텀은 실린더형, NEMA (National Electrical Manufacturers Association), 그리고 호프만 뇌 팬텀이었고, 각 팬텀은 PET에 설치된 레이저빔을 이용하여 스캐너 시야의 정 중앙에 위치시켰다. 영상의 획득은 2차원 고민감도 모드를 이용하였고 팬텀에 투여된 방사선동위원소량은 각각의 팬텀들이

Table 1. The amount of radioactivity to dose each phantoms

	실린더형 팬텀	NEMA 팬텀	호프만 뇌 팬텀
¹⁸ F 투여량	136 MBq	309 MBq	111 MBq

서로 다른 부피를 가지고 있는 점을 고려하여 투입한 동위원소의 농도를 가능한 모두 같도록 설정하기 위해, 실린더형 팬텀에 대하여 약 136 MBq를, NEMA 팬텀에 대해서는 세 개의 빈 공간에 물, 공기 그리고 테플론을 채웠고, 이들 삽입물 외부에 약 309 MBq를, 그리고 호프만 뇌 팬텀에는 약 111 MBq의 ¹⁸F를 채웠다(Table 1).

각 팬텀에 채워진 방사성동위원소는 팬텀의 부피에 비례하여 방사성동위원소의 농도를 각각의 팬텀에 대하여 최대한 일정한 양을 포함하도록 하였다. 각 팬텀에 대하여 방출스캔 시간은 2, 5, 10, 15, 30분에 걸쳐서 실시하였으며 투과스캔은 각각의 방출 스캔에 대하여 2, 3, 4, 5, 7, 10, 15, 20, 30분 등에 걸쳐서 영상을 획득하였고 투과스캔은 두 개의 370 MBq ⁶⁸Ge 회전 핀 선원을 사용하였다. 이렇게 하여 획득한 모든 영상들은 방출스캔 시간과 투과스캔 시간을 고려하여 각 팬텀 당 총 45개의 시간 조합을 이용하여 영상이 재구성되었다. 영상 재구성 시에는 128×128 픽셀 행렬을 가지도록 하였으며 횡축방향 필터로 Hanning (차단주파수 0.4 cycle/cm)을 사용하였고 이때 차단주파수는 재구성된 영상에서 가지는 픽셀크기의 약 두 배 정도로 설정된 값을 이용하였다. 감쇠보정에는 측정감쇠보정 방법을 이용하였고 여과 후 역 투사 방법을 이용하여 영상을 재구성하였다.

2. PET 영상분석방법

1) 평균값 및 표준편차

특정 관심영역내의 평균계수, 표준편차, 최소값, 최대값 등을 투과스캔과 그에 따른 방출스캔을 시간에 대한 함수로써 분석하고 스캔 시간에 따라 영상에서 나타난 분석값들의 경향을 알아보았다.

2) 변이계수

관심영역내의 계수 오차 값들이 평균계수 값에서 얼마만큼 가깝게 분포하고 있는지를 분석하였으며 다음과 같이 계산하였다.

$$\text{변이계수(CV)} = \frac{SD}{Avg} \times 100$$

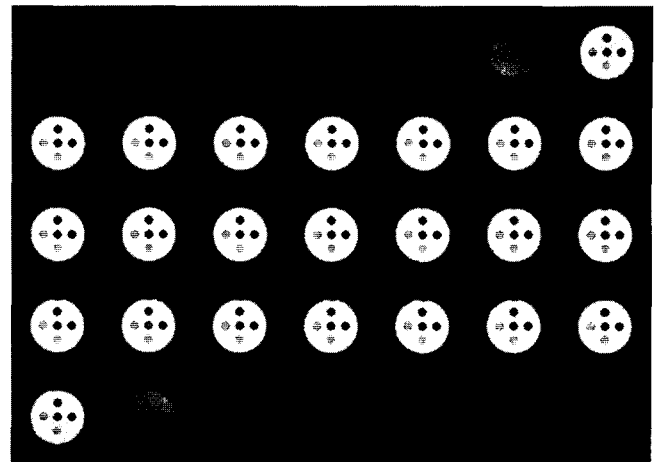


Fig. 1. Cylindrical phantom images acquired in 2D high sensitivity mode protocol using ¹⁸F.

SD : 관심영역내의 표준편차, Avg : 관심영역내의 평균계수

3) 퍼센트 오차

NEMA 팬텀에는 물, 공기, 테플론과 같은 삽입물이 들어있고 이러한 삽입물 내부와 배후의 계수를 측정하여 배후 계수당 삽입물 계수의 %를 나타내는 퍼센트 오차를 다음과 같이 계산하였으며, 그 결과를 영상의 스캔 시간에 따라서 비교하였다.

$$\%오차 = \frac{C_{insert}}{C_{bg}} \times 100$$

C_{insert} = 삽입물 내의 계수, C_{bg} = 배후의 평균계수

3. 관심영역

1) 실린더형 팬텀

실린더형 팬텀에는 총 35장의 슬라이스들 중 7번부터 29번 슬라이스까지 총 23장의 슬라이스에 관심영역을 그렸으며 각각의 슬라이스에 5개의 관심영역을 그렸다(Fig. 1). 5개의 관심영역들 중 각 관심영역의 위치마다 고유한 번호를 부여하여 1번부터 5번까지의 관심영역 번호를 부여하였으며(Fig. 2) 동일한 번호의 관심영역은 모든 23장의 슬라이스에서 동일한 위치에 놓이도록 하였다. 이러한 관심영역들의 계수 평균과 표준편차, 그리고 표준편차 증감의 경향을 분석하였다.

2) NEMA 팬텀

NEMA 팬텀은 7번부터 29번까지 총 23장의 슬라이스에 방사능이 없는 세 개의 삽입물 내부, 그리고 방사능이 있

정하규 외 7인 : 팬텀 영상을 이용한 PET 스캔시간의 최적화 연구

는 배후에 9개의 관심영역을 그렸다(Fig. 3). 그리고, 팬텀
 팀의 배후에 존재하는 계수와 물, 공기, 테플론으로 구성
 된 삽입물 각각에 존재하는 계수의 비율로써 나타낸 퍼센
 트 오차를 분석하였다.

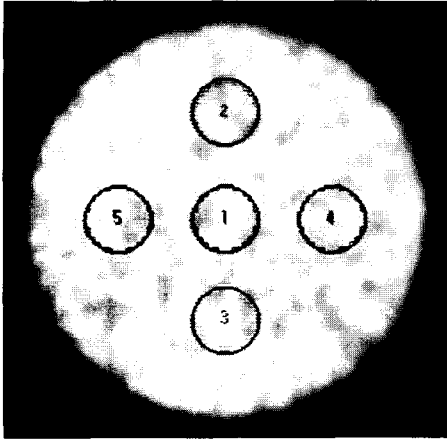


Fig. 2. Setting up of ROIs in the cylindrical phantom.

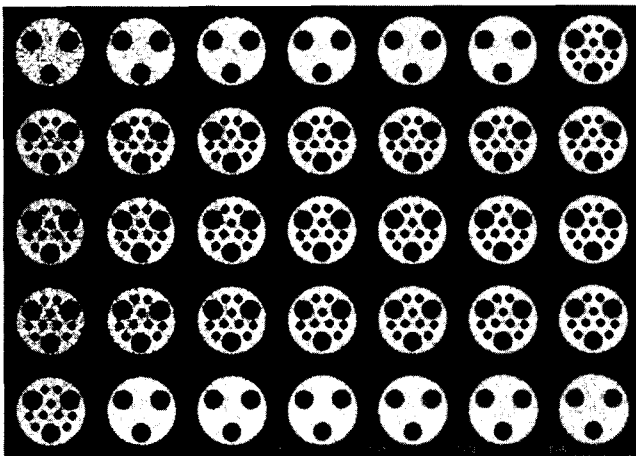


Fig. 3. NEMA phantom images acquired in 2D high sensitivity mode protocol using ¹⁸F.

3) 호프만 뇌 팬텀

호프만 뇌 팬텀은 5, 8, 14, 20, 그리고 23번째 영상 슬라이스에 관심 영역을 세 개씩 그려서 총 15개의 관심영역에 대해 평균과 표준편차, 그리고 변이계수에 대하여 분석하였다(Fig. 4).

결 과

1. 실린더형 팬텀

방출스캔과 투과스캔을 시간대 별로 영상을 재구성하여 각 시간대 영상들에서의 23개 슬라이스에 그려진 관심영역들을 분석하여 투과스캔 시간의 경과에 따라 방출스캔 시간대별로 평균계수의 변화를 분석하였다(Fig. 5).

관심영역분석 결과로서 나타난 평균계수들은 방출스캔의 시간이 늘어남에 따라 점차로 감소하는 경향을 보여주는데, 이는 팬텀에 들어있는 동위원소가 시간이 지남에

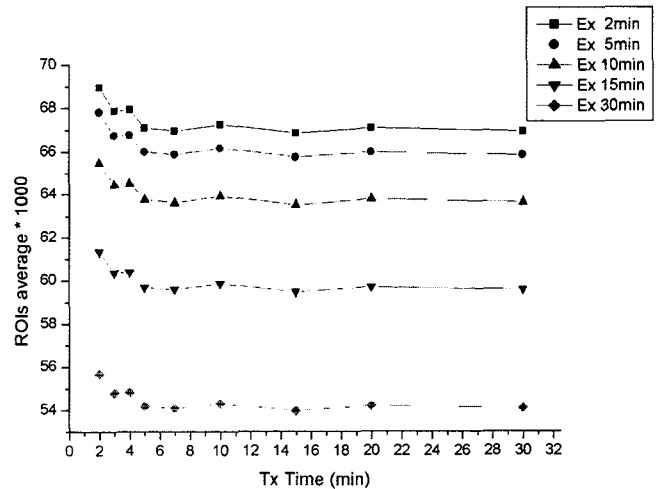


Fig. 5. Average counts of ROIs as Ex time increase for the cylindrical phantom (Ex; emission, Tx; transmission).



Fig. 4. ROIs of hoffman phantom images with 5th, 8th, 14th, 20th and 23th slice.

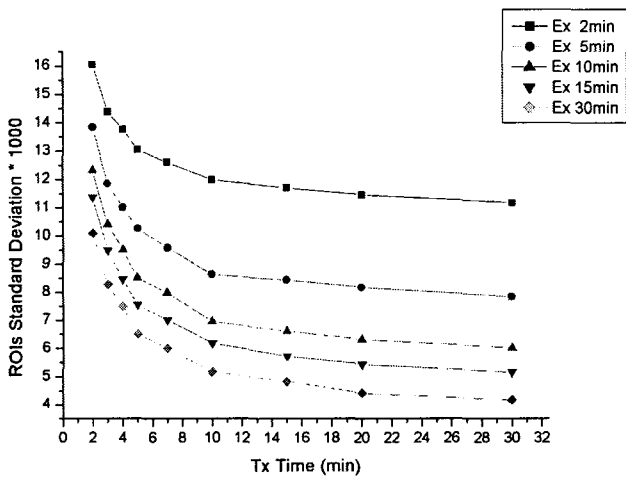


Fig. 6. Standard Deviation(SD) of ROIs as Ex time increase for the cylindrical phantom.

따라 붕괴되어 감소하기 때문에 시간이 지날수록 방출되는 계수의 평균값이 감소하는 것으로 보인다. 5분 이상의 투과스캔에서는 평균계수들이 각각의 방출스캔 시간대에서 투과스캔 시간이 증가하여도 거의 일정한 값으로 유지되고 있었다. 각 스캔시간에서 관심영역의 표준편차 값들을 Fig. 6에 나타내었다.

관심영역 분석에서, 나타난 표준편차 값들은 방출스캔 시간이 증가함에 따라서 감소하였고 모든 방출스캔 시간대에서도 투과스캔 시간이 증가함에 따라 감소하였다. 그리고 각각의 방출스캔 시간대에서 나타나는 표준편차의 감소는 투과스캔 시간이 증가함에 따라 그 감소의 폭이 점차로 줄어들어 시간이 지남에 따라서 어느 일정한 값으로 유지되고 있는 경향을 보였다. 다음으로는 관심영역들 내의 값들이 평균값에 얼마만큼 가깝게 분포하고 있으며 방출스캔과 투과스캔 시간의 변화에 따라 어떤 경향을 가지고 있는지 알아보기 위하여 시간에 따른 변이계수의 변화를 분석하였다(Fig. 7).

변이계수의 변화는 방출스캔 시간이 증가하면서 처음에는 큰 폭으로 감소하다가 방출스캔 10분 이후에는 방출스캔 시간의 증가에 따른 변이계수 감소의 폭이 거의 일정하게 유지되었다. 각각의 방출스캔 시간대에서 투과스캔 시간이 증가하면서 변이계수는 계속 감소하였으며 투과스캔 10분 이전에서는 변이계수가 큰 폭으로 감소하다가 10분 이상에서는 감소의 크기가 줄어들었으며 감소의 기울기도 일정하게 유지되는 결과를 보였다. 변이계수 분석의

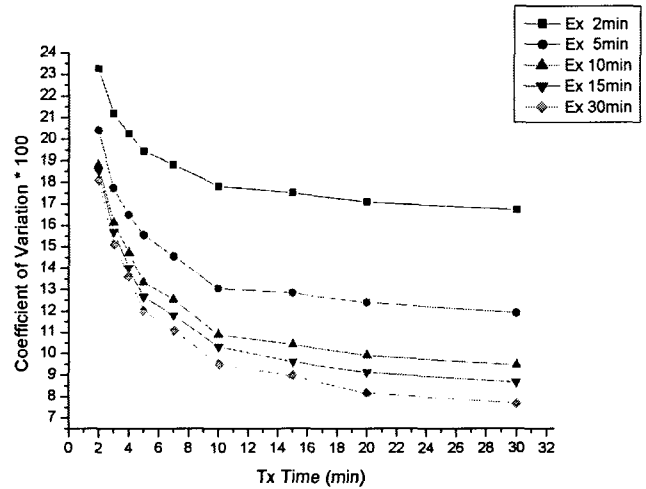


Fig. 7. Coefficient of Variation (CV) expressed by the % rate of SD to average counts for the cylindrical phantom.

Table 2. Difference of SD according to the change of Ex time*

투과스캔 시간	2분 → 5분 [†]	5분 → 10분	10분 → 15분	15분 → 30분
2분	2.2	1.52	0.96	1.28
3분	2.54	1.44	0.92	1.2
4분	2.76	1.5	1.04	0.98
5분	2.78	1.74	0.96	1.06
7분	3.02	1.6	0.96	1.02
10분	3.34	1.68	0.78	1.02
15분	3.26	1.82	0.9	0.88
20분	3.28	1.86	0.88	1.02
30분	3.34	1.82	0.86	1

*감소량 × 1,000배 한 크기.

[†]방출스캔 시간의 증가를 나타냄.

결과와 표준편차의 감소 경향이 비슷한 형태와 분포를 하고 있는 것으로부터 평균과 표준편차가 비슷한 비율로 감소하고 있음을 나타내었다. 그리고 스캔 시간에 따라 변이계수와 표준편차 감소의 폭이 점점 줄어들고 있는 경향으로부터 각 투과스캔 시간에서 방출스캔 시간이 증가함에 따라서 감소하는 오차의 폭을 분석하였다(Table 2).

Fig. 8에서는 Table 2에서 나타난 방출스캔 시간이 증가하면서 감소한 표준편차의 변화를 나타내었다. 방출스캔 시간을 2분에서 5분으로 증가시켰을 때는 매우 큰 폭으로 감소하였고, 5분에서 10분으로 증가시켰을 때는 감소량이 훨씬 줄어들었으며, 10분에서 15분으로 증가시켰

정하규 외 7인: 팬텀 영상을 이용한 PET 스캔시간의 최적화 연구

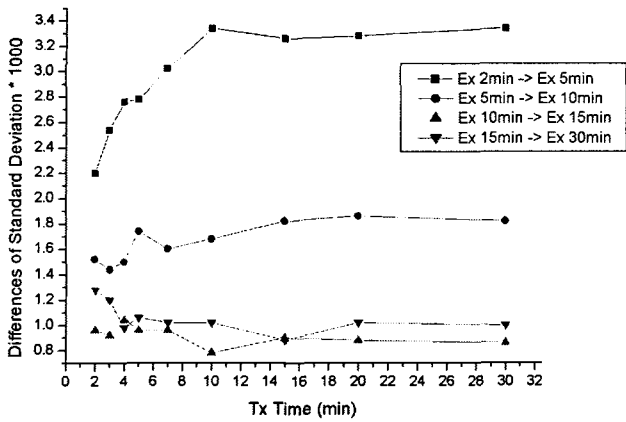


Fig. 8. Difference of SD to the change of Ex time.

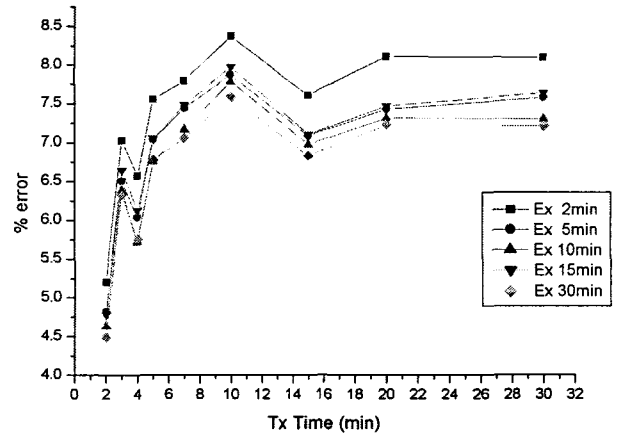


Fig. 10. % errors of counts of the air region of NEMA phantom compared with counts of radioactivity region.

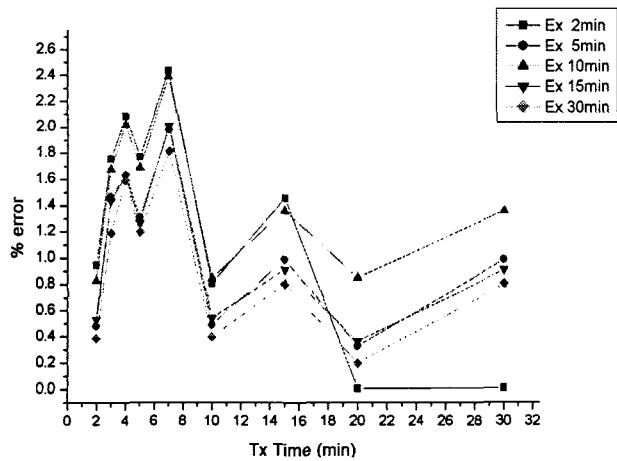


Fig. 9. % errors of counts of the water region of NEMA phantom compared with counts of radioactivity region.

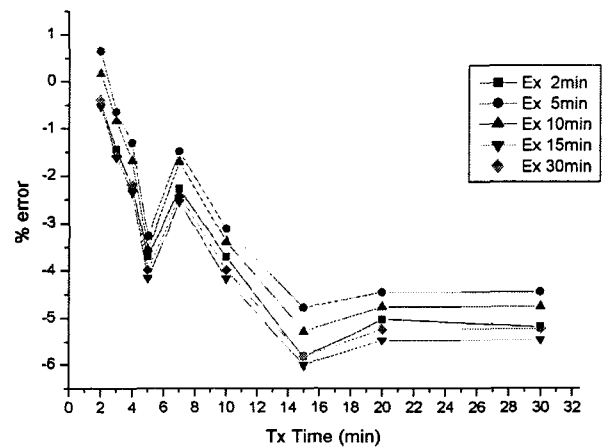


Fig. 11. % errors of counts of the teflon region of NEMA phantom compared with counts of radioactivity region.

을 때와 15분에서 30분으로 증가시켰을 때의 표준편차 감소량이 투과스캔 시간 15분을 전후하여 서로 비슷한 분포를 나타낸다.

이러한 결과로부터 표준편차의 감소량이 증가시킨 방출 스캔 시간에 비례하여 커지는 것은 아니며 특정 시간대 이후에서는 감소의 폭이 일정함을 나타내었다.

2. NEMA 팬텀

NEMA 팬텀의 배후에 존재하는 계수와 물, 공기, 테플론으로 구성된 삽입물 각각에 존재하는 계수의 비율로써 나타낸 퍼센트 오차를 분석하였다(Fig. 9-11).

세 가지 삽입물의 계수와 배후 계수에 대한 비로써 나타낸 퍼센트 오차는 Fig. 9-11에서와 같이 각각의 삽입물

에 대하여 스캔시간에 따라 진동, 양의 증가 그리고 음의 증가와 같이 서로 다른 경향을 나타내고 있었다. 물이 삽입된 부위의 계수와 배후의 계수 비를 나타낸 Fig. 9에서는 투과스캔 시간의 경과에 따라서 퍼센트 오차가 위아래로 오르내리는 경향을 나타내었으며, 투과스캔 15분까지는 방출스캔 2분과 10분의 데이터가 유사한 오차 값을 나타내었고, 모든 투과스캔 시간대에서 방출스캔 5, 15, 30분의 데이터가 유사한 오차 값을 가지며 거동하는 것으로 나타났다. 공기가 삽입된 부위에 대한 퍼센트 오차를 나타낸 Fig. 10에서는 투과스캔 시간이 증가함에 따라서 퍼센트 오차도 함께 증가하다가 일정하게 유지되려는 경향을 보였다. 테플론 삽입물에 대한 퍼센트 오차를 나타낸 Fig. 11에서는 투과스캔 시간이 증가하면서 퍼센트 오차

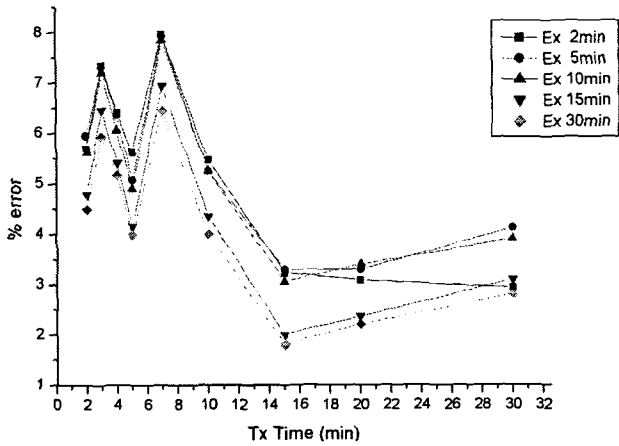


Fig. 12. The sum of % errors for 3 inserts according Ex time.

Table 3. The sum of % errors for 3 inserts at all Ex times

	2분*	3분	4분	5분	7분	10분	15분	20분	30분
퍼센트	26.54	34.27	29.39	23.74	37.12	24.31	13.40	14.36	16.84
오차†									

*투과스캔 시간, †단위는 %.

가 음으로 증가하다가 약 15분에서부터 다시 일정하게 유지되는 경향을 보였다. 각 방출스캔 시간에서 세 가지 삽입물의 퍼센트 오차를 모두 합한 결과를 나타낸 Fig. 12에서는 방출스캔 2분 데이터를 제외한 모든 분석결과에서 투과스캔 15분일 때에 가장 작은 퍼센트 오차를 보였다.

세 삽입물을 모든 방출스캔 시간에 대하여 합하여 투과스캔 시간의 변화에 대한 경향성을 분석하였다(Table 3). 모든 방출스캔 시간에 대하여 합한 결과에서는 투과스캔 15분에서 가장 작은 퍼센트 오차를 나타내었다.

세 가지 삽입물에 대한 퍼센트 오차를 모든 방출스캔 시간에 대하여 합한 Fig. 13에서 투과스캔 7분까지는 퍼센트 오차가 위 아래로 변동하다가 15분에서 가장 작은 오차를 보였고 그 이상에서는 다시 커지는 경향을 나타내었다.

3. 호프만 뇌 팬텀

각각의 방출스캔, 투과스캔 시간에 따라 재구성된 호프만 뇌 팬텀 영상의 5, 8, 14, 20, 그리고 23번째까지 다섯 개의 슬라이스에 각각 3개씩의 관심영역을 그려 총 15개 관심영역의 평균과 표준편차, 그리고 변이계수에 대하여

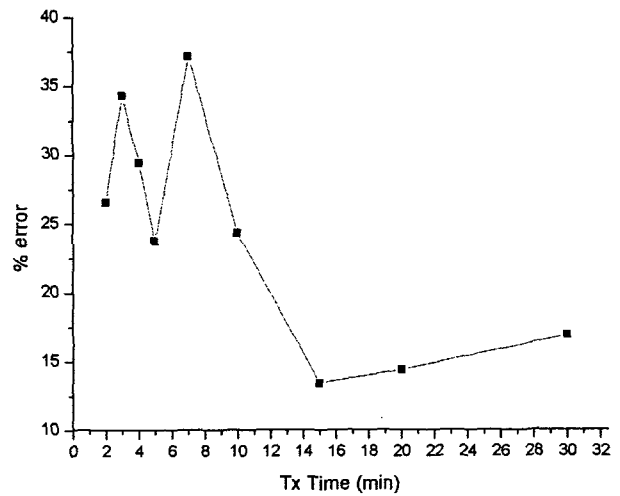


Fig. 13. The sum of % errors for all the inserts according all Ex times.

분석하였다. 평균과 표준편차의 경우 투과스캔 시간이 증가함에 따라 방출스캔의 시간에 따른 경향은 뚜렷하게 나타나지 않았다. 다만 투과스캔 15분에서 방출스캔 5, 10, 15, 30분의 변이 계수들이 모두 12.4-12.6% 사이의 좁은 범위의 값들에 분포하고 있었다. 호프만 뇌 팬텀을 이용하여 스캔한 영상을 분석하는 이러한 경우 뇌 구조에 따른 부분용적효과와 방출, 투과스캔 시간의 변화가 영상에 미치는 영향을 따로 분석하기는 어려웠다.

고 찰

본 연구에서 실린더형 팬텀과 NEMA 팬텀을 이용한 실험 결과로부터 15분의 방출스캔과 10-15분의 투과스캔이 본 연구에서 이용한 방사성동위원소의 양과 영상획득 조건 하에서 가장 적은 오차를 가지는 균일한 영상을 제공하는 것으로 나타났다.

균일한 방사능 분포를 가지는 실린더형 팬텀과 NEMA 팬텀의 경우 각각의 스캔시간에 대한 영상의 특성을 분석함으로써 최적의 스캔시간을 결정할 수 있었다. 반면 호프만 뇌 팬텀의 경우 뇌 피질영역에 설정한 15개의 관심영역으로부터 획득한 각각의 평균과 표준편차, 그리고 변이계수 값이 스캔 시간에 따라 일정한 경향성을 보이지 않았고, 불규칙한 변동을 나타내었다. 이것은 호프만 뇌 팬텀이 약 1 cm 미만의 얇은 두께를 가지는 실제 대뇌피질의 다양한 기하학적 모양과 크기를 모사하고 있어 이로

정하규 외 7인: 팬텀 영상을 이용한 PET 스캔시간의 최적화 연구

인한 부분용적효과에 의하여 동위원소 분포의 정확한 예측이 어려웠기 때문에 스캔 시간에 따른 영상의 특성 분석에서 명확한 결론을 얻을 수 없었던 것으로 사료된다.

PET 시스템을 이용한 영상획득 시 대상의 크기가 PET 시스템의 해상도인 FWHM (full width at half maximum)×2 이하의 크기를 가지게 될 경우 부분용적효과로 인하여 재구성된 영상은 대상의 동위원소 분포를 제대로 반영하지 못하고 평가저하 시키는 결과를 가져오게 된다. 또한 이러한 부분용적효과는 PET 시스템의 해상도에도 큰 영향을 받는 것으로 보고되고 있다.^{4, 13-15)} 부분용적효과는 특히 피질의 두께가 얇은 뇌 기관의 특성으로 인해 뇌 영상에서 동위원소의 분포량을 평가 저하시켜 영상의 분석 시 동위원소의 분포 위치와 크기를 왜곡하는 결과를 초래하는 것으로 알려져 있다.^{16, 17)} 그러나 본 연구에서는 호프만 뇌 팬텀 영상에 대해 부분용적효과에 대한 보정을 하지 않고 관심영역 분석을 실시하였다. 이는 그 동안 PET 영상에 관심영역을 설정하고 그 관심영역 내부에 분포하고 있는 동위원소 량을 CT나 MR과 같은 해부학적 영상에서 PET 영상에서 관심영역을 설정한 동일한 부위에 관심영역을 설정하여 얻은 부피로 나누어 부분용적효과를 보정하는 방법을 사용하여 왔지만 이러한 방법 역시 관심영역 주변 조직에서 발생하는 방사능에 대한 보정이 이루어지지 못하므로 정확한 보정이 되지 못하기 때문이었다.¹³⁾ 그러나 앞으로는 정량분석 및 실제 임상 적용을 위한 부분용적효과의 보정에 관한 지속적인 연구가 필요할 것으로 생각되며 향후 계속 연구되어야 할 분야인 것으로 판단된다.

본 연구에서는 실린더형 팬텀과 NEMA 팬텀을 이용한 실험 결과로부터 15분의 방출스캔과 10-15분의 투과스캔이 최적의 영상의 질을 제공하는 적절한 스캔시간임을 제안하였다. 그러나 본 연구의 결과로 얻은 최적의 스캔시간은 실제 임상환경에 적용하기에는 부적절하게 긴 시간 이어서 환자가 고정자세로 있어야 하는 불편함과 그 동안 환자의 움직임으로 인해 영상에 왜곡이 생길 수 있는 문제점이 있어 실효성이 떨어지는 제한점이 있다. 따라서 실제로 임상환경에 적용 가능한 최적의 방출스캔과 투과스캔의 시간에 관한 연구가 뒤따라야 할 것으로 사료된다.

결 론

실린더형 팬텀의 분석결과 방출스캔 시간을 15분에서 30분으로 15분 증가시켰을 경우 오차의 감소효과는 10분에서 15분으로 5분 증가시켰을 경우 얻을 수 있는 효과와 거의 동일한 것으로 나타났다. 따라서 증가되는 스캔 시간을 분석한 결과 방출스캔 시간은 최대 15분까지가 적당함을 보였다. NEMA 팬텀의 경우 모든 방출스캔 시간에 대하여 물, 공기 및 테플론의 세 가지 삼입물의 퍼센트 오차를 모두 합한 결과를 투과스캔 시간에 따라 나타내었을 때, 투과스캔 15분에서 가장 적은 오차가 나타났고 그 이상의 시간에서는 오차가 더 이상 감소하지 않았다. 이러한 결과로 미루어 볼 때 투과스캔 시간은 15분이 가장 적당함을 보였다. 결론적으로 방출스캔 15분과 투과스캔 15분이 본 연구에서 이용한 동위원소 량과 영상획득조건 하에서 최적의 스캔시간임을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Wahl RL.: To AC or Not to AC: That is the question. J Nucl. Med. 40:2025-2028 (1999)
2. Turkington TG.: Attenuation correction in hybrid positron emission tomography. Semin Nucl Med. 30: 255-67(2000)
3. Bengel FM, Zieger SI, Avril N, Weber W, Laubenschlager C, Schwaiger M: Whole-body positron emission tomography in clinical oncology: comparison between attenuation-corrected and uncorrected images. Eur. J Nucl. Med. 24:1091-8 (1997)
4. Hoffman EJ, Phelps ME: Positron emission tomography - principles and quantitation. Raven Press. New York (1986), pp. 237-286
5. Huang SC, Carson RE, Phelps ME, Hoffman EJ, Schelbert HR, Kuhl DE: A boundary method for attenuation correction in positron emission computed tomography. J Nucl. Med. 22:627-637 (1981)
6. Lee JR, Choi Y, Kim SE, Lee KH, Kim BT, Choi CW, et al.: An assessment of the accuracy of 3 dimensional acquisition in F-18 fluorodeoxyglucose brain PET imaging. Korean J. of Nucl. Med. 33:327-336 (1999)
7. Turkington TG, DeGrado TR, Williams JJ, Stearns CW, Hoffman JM, Coleman RE.: Performance characteristics of a whole-body PET scanner. J Nucl. Med.

- 35:1398-1406 (1994)
8. Sossi V, Stazyk MW, Kinahan PE, Ruth TJ: Basal ganglia studies with 3D acquisition and 2D reconstruction on a retractable septa PET scanner. *J Comput. Assist. Tomogr.* 18:1004-1009 (1994)
 9. Cherry SR, Meikle SR, Hoffman EJ: Correction and characterization of scattered events in three-dimensional PET using scanners with retractable septa. *J Nucl. Med.* 34:671-678 (1993)
 10. Visvikis D, Cheze-LeRest C, Costa DC, Bomanji J, Gacinovic S, Ell PJ: Influence of OSEM and segmented attenuation correction in the calculation of standardized uptake values for [¹⁸F]FDG PET. *Eur. J Nucl. Med.* 28(9):1326-1335 (2001)
 11. Jeong HK, Kim HJ, Son HK, Bong JK, Jung H, Jun TJ, et al.: Standard performance measurements of GE Advance™ positron emission tomography. *Korean J. of Nucl. Med.* 35:100-112 (2001)
 12. Lee JR, Choi Y, Choe YS, Lee KH, Kim SE, Shin SA, et al. : Performance measurements of positron emission tomography: An investigation using General Electric Advance™. *Korean J. of Nucl. Med.* 30:548-559 (1996)
 13. Videen TO, Perlmutter JS, Mintun MA, Raichle ME: Regional correction of positron emission tomography data for the effect of cerebral atrophy. *J Cereb Blood Flow Metab.* 8:662-670 (1988)
 14. Meltzer CC, Leal JP, Mayberg HS, Wagner HN Jr., Frost JJ: Correction of PET data for partial volume effects in human cerebral cortex by MR imaging. *J Comput Assist Tomogr.* 14:561-570 (1990)
 15. Meltzer CC, Kinahan PE, Greer PJ, Nichols TE, Comtat C, Cantwell MN, Lin MP, Price JC: Comparative evaluation of MR-based partial volume correction schemes for PET. *J Nucl Med.* 40:2053-2065 (1999)
 16. Meltzer C, Zubieta J, Brandt J, Tune L, Mayberg H, Frost J: Regional hypometabolism in Alzheimer's disease as measured by positron emission tomography after correction for effects of partial volume averaging. *Neurology.* 47:454-461 (1996)
 17. Tanna NK, Kohn MI, Horwich DN, Jolles PR, Zimmerman RA, Alves WM, et al.: Analysis of brain and cerebrospinal fluid volumes with MR imaging: impact on PET data correction for atrophy. Part II. Aging and Alzheimer dementia. *Radiology.* 178:123-130 (1991)

Optimization of PET Scan Time Using Phantom Studies

Ha Kyu Jeong^{*,†}, Dong Hyeon Kim^{*,†}, Hai Jo Jung^{†,‡}, Hye-Kyung Son^{*,†},
Soon Il Hong^{*,†}, Mijin Yun^{†,‡}, Jong Doo Lee^{†,‡} and Hee Jeung Kim^{*,†,‡}

^{*}BK21 Project for Medical Science, [†]Research Institute of Radiological Sciences,
[‡]Department of Radiology, Yonsei University College of Medical, Seoul, Korea

The measured attenuation correction with transmission (Tx) scans produced quantitatively accurate images. However, it was not clear for optimal emission (Ex) and Tx scan time in PET imaging. This study was to evaluate acceptable Ex and Tx scan time by simulating clinical situations using various phantoms. Cylindrical and NEMA phantom were used for ¹⁸F-PET scan using 2D protocol in GE Advance PETTM scanner. Cylindrical phantom was filled with 136 MBq ¹⁸F, and five regions of interests (ROI) were drawn on 23 slices. NEMA phantom had three inserts containing water, air and polytetrafluoroethylene (PTFE). Outside of these inserts were filled with 309 MBq of ¹⁸F, and total 12 ROIs were drawn on 23 slices. Scans were carried out according to five Ex scan times: 2, 5, 10, 15, and 30 min, and nine Tx scan times: 2, 3, 4, 5, 7, 10, 15, 20, and 30 min. Images were reconstructed using measured attenuation correction, and ROI analyses were performed for all images, and mean, standard deviation (SD), coefficient of variation and percent errors were calculated. For cylindrical phantom study, ROI mean and SD were decreased as Ex and Tx time increased. Coefficients of variation were kept constant, when Tx was greater than 10 min. The amount of error decreased for the increment of Ex time from 10 min to 15 min was almost the same to that from 15 min to 30 min. In NEMA phantom, Tx 15 min showed the lowest error level when the percent errors for three inserts were summed for all of the Ex times. This study suggested that Ex 15 min and Tx 15 min were acceptable as optimal scan time for the scanning protocol and the dose of radiopharmaceuticals used in these phantom study.

Keywords : Positron emission tomography, Scan time, Quantitative analysis, Transmission scan, Emission scan