

양전자방출단층촬영(PET)에서 몬테-카를로 모사계산에 의한 산란분획 평가

신동휘, 최진주

광운대학교

서울시 노원구 월계동 447-1

이정립, 최창운, 임상무, 홍성운

원자력병원

서울시 노원구 공릉동 215-4

요 약

양전자방출단층촬영 영상획득시 수반되는 산란분획의 분포를 Monte-Carlo simulation을 이용하여 평가하고자 하였다. 모사계산에서는 GE Advance PET 스캐너와 NEMA 규정에 의한 팬텀을 모델화하였고 선상선원을 대상으로 평균 산란분획 10.2%와 산란방사선의 축방향 분포를 구하였다. 방사선원 F-18을 사용한 실제 측정의 평균산란 분획 9.16%와 산란방사선 분포를 비교하여 유사한 결과를 얻었다.

1. 서 론

양전자방출단층촬영(positron emission tomography, PET)은 연구대상이 되는 생체내에 양전자를 방출하는 방사성 의약품을 주입하고 일정한 시간동안 스캔하여 체내 분포를 영상화하는 기술이다. PET 스캐너를 사용하여 얻은 자료들을 정확하게 해석하기 위해서는 PET의 성능을 평가하여 그 능력과 한계를 규명하고 이해하여야 한다. 이 연구에서는 National Electric Manufactures Association (NEMA)에서 표준화하여 제시한 8 개 항목중에서 산란분획을 측정하여 PET의 성능을 평가하고자 하였다. 산란분획은 양전자와 전자의 소멸에서 방출되는 감마선이 산란되어 동시계수로 오인될 때 이것에 대한 PET 시스템의 상대적인 민감도를 의미한다. 산란분획의 정의는 우연 동시계수가 무시될 수 있도록 충분히 낮은 계수율에서 스캐너로 측정된 전체 계수에 대한 산란 계수의 비율이다. PET 영상에서 선상선원을 대상으로 한 경우 평균 산란분획은 2차원 영상획득시 10%, 3차원 영상획득시 35% 정도로 보고되고 있으나 환자를 비롯한 다양한 방사선원 분포에서 증가된 산란방사선에 대해서는 명확한 결과가 도출되어 있지 않다. 또한 PET 영상획득시 스캐너 시야 밖에서의 산란방사선의 영향에 대해서도 체계적인 평가가 수립되어 있지 않다. 그러므로 이 연구에서는 GE Advance PET 시스템과 NEMA의 표준 성능 평가방법을 모델화한 Monte-Carlo 방법인 SimSET software package를 사용하여 산란분획을 구하고 팬텀 측정치와 비교하여 모사계산의 정확도를 평가하고자 하였다.

II. 방법

가. PET에서의 산란분획 측정

산란분획 측정에서는 그림 1과 같이 방사선원과 산란매질의 기하학적 배치를 미리 지정했을 때 산란효과로 인하여 선원의 본래 위치에서 벗어난 곳에서 검출되는 동시계수를 평가한다. 선상선원을 원통의 중심에 두고 선확산함수(line spread function)를 얻으면 전체 계수에는 참계수와 산란계수가 공존하게 되는데 프로필의 꼬리를 가우스 분포에 합치하여 실제 프로필과 만나는 지점을 선형보간법을 취해서 참계수와 산란계수로 분리하고 산란분획은

$$\text{Scatter Fraction} = \frac{\text{Scatter}}{\text{Total}}$$

로 계산한다. 측정에 상용한 팬텀은 NEMA에서 규정한 직경이 20.0cm, 길이 18.5cm의 원통이고, 방사능이 포함되지 않은 물을 채웠다. 선상선원으로는 [F-18] Fluorideion을 직경 0.1cm, 길이 18.5cm인 강철 바늘에 채워서 NEMA 원통의 중심에 장치하였다. GE Advance PET 스캐너는 18개의 검출기 고리들로 구성되어 있으며, 종축시야는 15.3cm, 횡축시야는 55.0cm이다.

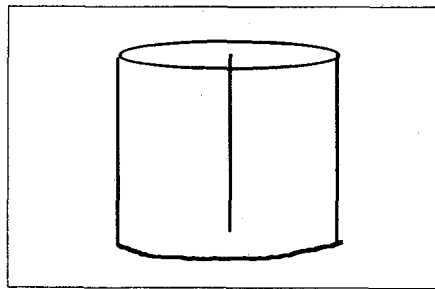


그림 1. NEMA 팬텀과 선상선원.

나. Monte-Carlo simulation에서의 산란방사선 영향 평가

본 연구에서 사용한 SimSET은 광자의 생성과 전달 현상을 계산하는 것으로써 핵의학 영상기기인 PET과 SPECT를 이용한 영상획득시 불균일한 감쇠매질에서의 방사능 분포를 모사한다. SimSET의 원리와 구조는 그림 2와 같다.

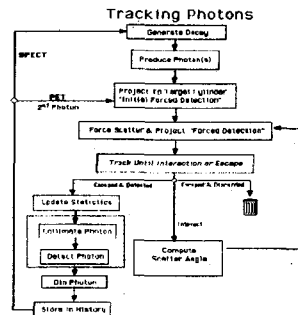


그림 2. SimSET의 흐름도

SimSET의 광자 추적과정에서는 방사선원 F-18의 감마 에너지 511 keV를 대상으로 초기 붕괴수를 설정하여서 출발시킴으로서 광자를 생성한다. 검출기에 설정된 Target Cylinder에 도달한 광자만을 검출한다. Target Cylinder에 도달한 광자는 검출기가 광자를 받아들이는 각도와 에너지 윈도우를 고려한 Forced Detection에서 산란된 광자와 산란되지 않은 광자를 계수로서 History에 저장한다

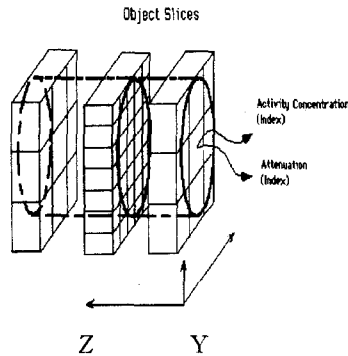


그림 3.SimSet의 NEMA 팬텀의 구현 방법

SimSET의 NEMA 팬텀은 검출기인 PET 스캐너의 종축 방향과 나란하게 원통의 길이를 Z축으로 설정하였고 원통의 직경은 X축과 Y축에 설정하였다. NEMA 팬텀에 대한 검출기의 관심영역과 slice의 관심영역의 반경과 slice 개수는 입력 수치를 X축과 Y축에 수치를 대입하고 길이는 Z축 길이를 설정하였다. 선상선원은 NEMA 팬텀의 중앙에 위치시켰다. 선상선원에서 방출하는 방사능량은 NEMA 팬텀의 내부에 있는 물을 통과한 후 NEMA 팬텀의 부에 있는 공기층을 통과하여 검출기에 이르기까지 매질의 층을 통과하면서 감쇠된다. 광자가 방사되는 위치와 감쇠인자와 선상선원의 방사능농도는 Attenuation index와 Activity index로 결정하였다.SimSET 모사 계산에서 사용한 검출기와 Object로는 GE Advance PET과 NEMA 팬텀을 모델로 하였다. 선원에서 방출된 광자가 Target cylinder의 관심 영역에서 산란된 방사능량을 거리에 대해서 표기하고 그 값들에 대한 계수 값으로 표기하고 각 검출기 고리에 대한 값에 대하여 산란 방사능량을 표기함으로써 방사능량을 계산하였다.

III.결과

SIMSET 모사 결과로서 각 검출기 고리에 대한 산란 광자 계수를 규격화하여서 평균값을 구하였다. 이와 동일한 방법으로서 PET를 이용한 측정 결과와 비교하여 표 1에 나타내었다

PET	SimSET
9.16%	10.24%

표 1. PET 과 SimSET에서 산란 평균값 비교

PET 스캐너의 종축방향에 대한 산란 방사선 분포는 18개의 PET 검출기 고리에 대하여 그림 4에 나타내었다.PET에서 팬텀을 사용하여 측정한 결과는 그림 5에 나타내었다

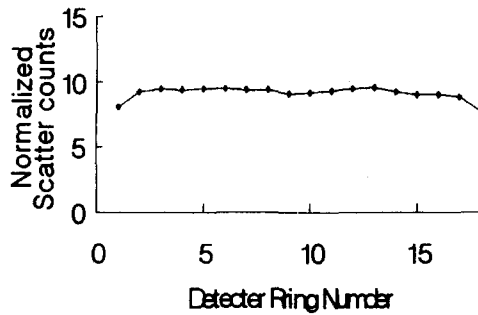


그림 4. PET 스캐너에서의 검출기 고리에 대한 표준화된 산란계수

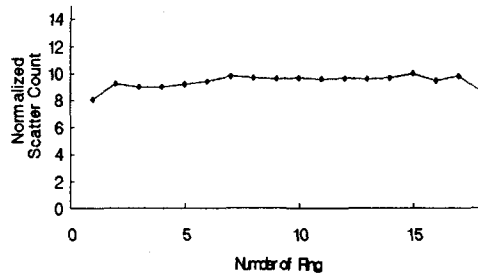


그림 5. SimSET에서의 검출기 고리에 대한 표준화된 산란계수

IV. 결론

PET에서의 실제 산란 방사선과Montel-Caro simulation인 SimSET이 거의 유사함을 알 수 있었다.Montel-Caro simulation인 SimSET은 사용자가 설정한 검출대상인 Object 모형과 검출기의 설정한Target Cylinder에 대하여 산란되지 광자와 산란된 광자를 각 Object slice에 대하여 그래프 형식으로 나타낸 것이다. 이는 우리가 PET 영상 획득 시 산란으로 인한 영상을 구현하는데 있어서 보다 간단한 방법으로 대상 물체와 매질을 구현하여서 측정할 수 있을 뿐 아니라 산란 방사선으로 인한 photon의 특성을 추적하므로 서 산란 계수를 보정할 수 있다

IV. 참고문헌

1. Li A,williams LE, Raubitschek A4:A CT assisted method for absolute quantitation of internal radioactivity. *Med Phys* 1996;23:1919-1982
2. RL Harrison, SD Vannoy, S Kohlmyer,Vesna Sossi,TK Lewellen: *The effect of scatter on quantatation in positron volume imagine of the thorax.* IEEE Trans Nucl sci 1995:1335-1338

3. I.G.Zubal, C.R. Harrell Charles R.Harrell,eileen O Zachary Ratter, gene Gindi,Paul B.hoffer. *Computerized three-dimensional segmented human anatomy*. Med phys,1994: 21,pp 299-302,
4. John M Ollinger : *Model-based scatter correction for fully 3D PET*. Phs. Med Biol 1996:41:153-176