

<원저>

PET/CT 영상의 부분체적효과와 장기의 움직임으로 인해 감소된 SUV의 보정을 위한 회복계수의 비교

김영재^{1,2)}·박훈희⁴⁾·이주영⁵⁾·소영^{1,2)}·이정우^{1,3)}

¹⁾건국대학교 산업대학원 의학물리융합학과·²⁾건국대학교병원 핵의학과·³⁾건국대학교병원 방사선종양학과·

⁴⁾신구대학교 방사선과·⁵⁾송호대학교 방사선과

Comparison of Recovery Coefficients for Correction of Reduced SUV by Partial Volume Effect and Organ Movements in PET/CT Images

Youngjae Kim^{1,2)}·Hoon-Hee Park⁴⁾·Joo-Young Lee⁵⁾·Young So^{1,2)}·Jeong-Woo Lee^{1,3)}

¹⁾Department of Convergent Medical Physics, Graduate School of Engineering, Konkuk University

²⁾Department of Nuclear Medicine, Konkuk University Medical Center

³⁾Department of Radiation Oncology, Konkuk University Medical Center

⁴⁾Department of Radiological Technology, Shingu College

⁵⁾Department of Radiological Technology, Songho University

Abstract In this study, a recovery coefficient (RC) calculation was conducted that can correct the underestimation of the standardized uptake value (SUV) due to the partial volume effect (PVE) through phantom measurements and formulas. The experiment was conducted using a dynamic phantom capable of implement cranio-caudal movement at a respiratory rate of 15 times per minute along with the measured phantom experiment of the stopped state, and the RC of the moving state is calculated and compared. Ingenuity TF (Philips Healthcare, Netherland) was used as a positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) device. PET-CT Phantom (Biodex Medical System, USA) was used as a phantom for measurement. A phantom image in a stationary state was acquired, and a moving phantom image was acquired using the AZ-733V Respiratory Phantom (Anzai Medical Co, Japan) capable of breathing movement in the cranio-caudal direction under the same acquisition parameters. For RC calculation, the sphere maximum radioactivity concentration and the background mean radioactivity concentration of the acquired images were measured, and the initially determined sphere and background radioactivity concentrations were calculated. The calculated RC was 0.08 to 0.72. The size of sphere smaller, it was confirmed that the RC reduced. And the RC in the moving state reduced than in the stationary state. As a result of this study, the change of the RC was confirmed according to the size of spheres and the phantom moving. Using the RC derived by implement movement of breathing with the respiratory phantom, it is possible to considering correction of underestimated SUV by the partial volume effect of PET images and the patient movements.

Key Words: PET/CT, Standardized Uptake Value, Partial Volume Effect, Recovery Coefficient, Partial Volume Correction, Respiration

중심 단어: 양전자방출단층촬영/전산화단층촬영, 표준섭취계수, 부분체적효과, 회복계수, 부분체적보정, 호흡

This work was supported by the Korea Medical Device Development Fund grant funded by the Korea government (the Ministry of Science and ICT, the Ministry of Trade, Industry and Energy, the Ministry of Health & Welfare, the Ministry of Food and Drug Safety). (Project Number: 202012A01)

Corresponding author: Jeong-Woo Lee, Department of Convergent Medical Physics, Graduate School of Engineering, Konkuk University, 120, Neungdong-ro, Gwangjin-gu, Seoul, 05029, Republic of Korea / Tel: +82-2-2030-5393 / E-mail: polirain@kuh.ac.kr

Received 10 May 2022; Revised 27 May 2022; Accepted 8 June 2022

Copyright ©2022 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

I. 서론

양전자방출단층촬영/전산화단층촬영(Positron emission tomography/computed tomography, PET/CT)은 핵의학 검사 방법 중 하나로 양전자를 방출하는 방사성동위원소를 체내에 주입하여 체내 대사 과정을 시각화하고 측정하는 영상기법이다. 이러한 PET/CT 영상은 생리학적인 정보를 담고 있어 진단에 매우 유용한 영상기법이다[1]. 또한 PET/CT 영상은 방사선치료계획에 유용하다. 방사선치료계획의 목표는 정상조직의 불필요한 피폭을 줄이고 치료 표적에 집중적으로 선량을 전달하는 것이기 때문에 PET/CT 영상의 이용이 점차 늘어나는 추세이다[2]. 암의 방사선치료계획 시 PET/CT 영상으로 생리학적인 변화를 참고해 생물학적표적체적(Biological target volume, BTV)을 결정하여 더욱 정확한 치료 표적 설정에 도움이 될 수 있다.

표준섭취계수(Standardized uptake value, SUV)는 인체 내에 주입한 방사성의약품이 균등하게 섭취된다는 가정하에 종양 내의 분포가 평균보다 높게 섭취되는 정도를 평가하기 위해 가장 흔히 사용되는 평가 지표이다[3]. 환자의 SUV를 산출하는 데 필요한 몸무게, 방사성동위원소의 방사능량 등과 같은 인자들이 각각 다르므로 반정량 분석이라 칭하기도 한다[4]. SUV를 계산하기 위해서는 기본적으로 방사성동위원소 투여 시간, 촬영 시작 시간, 방사능량, 방사성핵종 반감기, 감쇄보정법 등이 필요하다. 여기에 환자의 몸무게(Body weight, BW)를 고려해 SUV_{bw} 를 산출할 수 있다. 여기에 환자의 키까지 고려한 것이 체적(Body surface area, BSA)을 이용한 SUV_{bsa} 이다. 체형에 대한 변동성을 줄일 수 있는 SUV_{bsa} 가 SUV_{bw} 보다 정확한 SUV를 계산할 수 있다[5]. 그렇지만 지방조직의 포도당 흡수율이 낮으므로 SUV_{bw} 나 SUV_{bsa} 가 비만환자에서 과대평가 될 수 있다. 이 때문에 체중에서 지방량을 제외한 실질체중(Lean body mass, LBM)을 고려한 SUV_{lbm} 이 권장된다[6].

부분체적효과(Partial volume effect)는 PET 영상의 질저하를 초래하는 주요 원인으로 장비의 고유 특성인 제한된 분해능으로 인해 발생한다[7]. 열소의 크기가 장비 분해능을 나타내는 반치폭(Full width at half maximum, FWHM)의 2~3배 미만일 경우 발생하며 종양의 크기가 작아질수록 방사능이 실제보다 낮게 측정될 수 있다. 이로 인해 SUV가 실제 값보다 낮게 측정되어 악성 여부가 모호한 병변이 위음성으로 진단되는 경우가 발생할 수 있다. [8]. 부분체적효과는 종양의 크기에 크게 의존하므로 종양이 작을수록 SUV를 과소평가할 가능성도 커지게 된다[9].

따라서 팬텀 측정과 공식을 통해 부분체적효과로 인한

SUV의 과소평가를 보정할 수 있는 회복계수(Recovery coefficient, RC) 산출 실험을 진행하였다. 멈춘 상태의 측정 팬텀 실험을 구와 배후 방사능의 비 8:1을 기준으로 하였다[10]. 추가로 $\pm 10\%$ 값인 9:1, 7:1의 비율도 함께 진행하였다. 그리고 인체는 멈춰 있는 것이 아니라 호흡에 의한 움직임 때문에 PET/CT 검사 중 인체 내 장기의 위치변화가 일어난다[11]. 이러한 움직임에 의한 회복계수의 변화를 알아보기 위해 분당 15회의 호흡속도로 인체의 머리-둔부 방향 움직임이 구현 가능한 동적 팬텀을 사용하여 실험을 진행하였다.

이번 연구에서는 본래 구와 배후 방사능농도(Bq/ml) 계산값과 구와 배후 방사능농도 실측값을 획득하여 멈춘 상태와 움직이는 상태의 회복계수를 각각 산출해 움직임 여부에 따른 회복계수의 변화를 비교하였다. 그리고 산출된 회복계수를 적용하여 멈춘 상태와 움직이는 상태, 구와 배후 방사능비, 구의 크기에 따른 SUV 최대값의 보정치를 확인해 보고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 대상

1) PET/CT

PET 영상을 획득하기 위한 초기 단계로 환자에게서 방출되는 감마선을 감지하기 위한 섬광체로는 원자번호가 높은 무기섬광체가 사용된다(Fig. 1). 다양한 무기섬광체들이 있으나 일반적으로 PET에 사용되는 섬광체로는 감마선 검출에 적합한 특성을 지니고 있는 BGO(Bismuth germanate), LSO(Lutetium oxyorthosilicate), LYSO(Lutetium-yttrium oxyorthosilicate) 등이 있다[12]. 실험에 사용된 Ingenuity TF (Philips Healthcare, Netherland) PET/CT 장비의 섬광체는 LYSO이다. 각 섬광체의 크기는 $4 \times 4 \times 22 \text{ mm}^3$ 이고 28,336개로 구성되어 있어 빠른 감쇄 시간으로 TOF(Time of flight) 기능이 가능하고 축 방향으로 180 mm의 FOV(Field of view) 크기를 가진다. 다른 특성으로는 고밀도, 비흡수성, BGO에 비해 3~4배 높은 섬광효율 등이 있다. CT는 128채널로 절편(Slice) 개수가 128개이기 때문에 기존 장비에 비해 검사속도가 향상되었다.

장비의 촬영 인자로는 PET은 가로 방향 FOV 576mm, 절편 두께 4 mm, 반복(Iteration) 횟수 3, 부분집합(Subset) 수 33으로 하였고 CT는 관전압 120 kV, 관전류량 100 mAs, 절편두께 4 mm, pitch 0.826, rotation time 0.5 sec로 하였다.

2) 측정용 팬텀

PET 측정용 팬텀으로는 PET-CT Phantom (Biodex Medical System, USA)을 사용하였다(Fig. 1). 총 부피는 9.7 L이고 팬텀의 내부 길이는 180 mm이다. 내부에 물을 채울 수 있는 직경 28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm의 구 5개가 있다[13].

배후 방사능을 구현하기 위해 메인 실린더에 9.7 L의 물을 채워 넣고 ml 당 18 kBq의 ¹⁸F-FDG를 투여하여 충분히 교반 해주었다[14]. 총 배후 방사능량은 173.9 MBq (4.7 mCi)이다. 열소(Hot spot)를 구현하기 위해서는 크기가 다른 각각의 구는 물 1 L에 ¹⁸F-FDG 155.4 MBq (4.2 mCi), 138.75 MBq (3.75 mCi), 122.1 MBq (3.3 mCi)을 섞어 충분히 교반 후 주사기를 이용해 주입하였다.

구와 배후 방사능의 비율은 각각 9:1, 8:1, 7:1이 된다.

3) 호흡 팬텀

움직이는 상태의 팬텀의 영상 획득을 위해 인체의 머리-둔부 방향 움직임이 구현 가능한 AZ-733V Respiratory Phantom (Anzai Medical Co, Japan)을 사용하였다(Fig. 1). 호흡 팬텀은 분당 15회, 10회 두 가지로 호흡속도를 설정할 수 있다. 사람의 일반적인 호흡 횟수는 분당 12~20회이므로 분당 15회로 설정하여 영상을 획득하였다[15].

호흡 팬텀이 잘 움직일 수 있도록 아크릴 재질의 판에 바퀴를 설치하였고 그 위에 측정용 팬텀을 위치하였다. 접촉 붕대를 이용하여 측정용 팬텀과 호흡 팬텀을 연결하여 호흡 팬텀의 움직임에 측정용 팬텀이 따라 움직이도록 하였다.

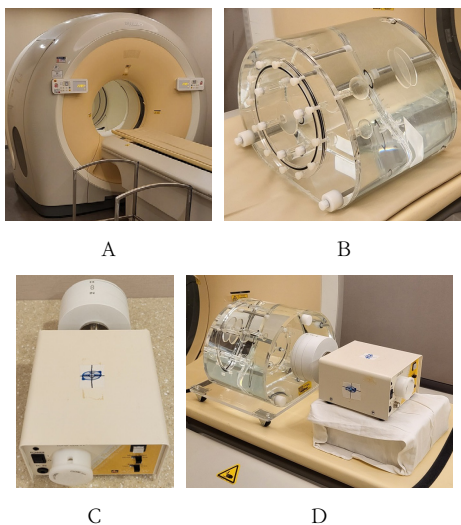


Fig. 1. Moving phantom system {A: PET/CT (Philips Healthcare), B: measurement phantom (Biodex Medical System), C: respiratory phantom (Anzai Medical Co), D: phantom with plate}

2. 측정 방법

1) 영상 획득 및 분석

팬텀에 방사성동위원소를 투여하기 위해 정해진 만큼의 방사능을 측정된 시점부터 1시간 후에 스캔을 시작하였다. 먼저 멈춘 상태의 팬텀 영상을 획득하였다(Fig. 2). 그리고 같은 촬영조건으로 호흡 팬텀을 사용하여 움직이는 팬텀 영상을 획득하였다. 영상 획득 범위는 1분절(Bed), 시간은 90초로 하여 리스트 모드로 촬영하였다. 구와 배후 방사능의 비 9:1, 8:1, 7:1로 각각 시행하였다. 영상 재구성 방법은 3D OSEM (Ordered subset expectation maximization)이다.

영상 분석은 Extended Brilliance Workspace (Philips Medical System, Netherland) 프로그램으로 구의 크기별 직경과 같은 관심영역을 설정하여 구와 배후의 방사능농도를 구하였다.

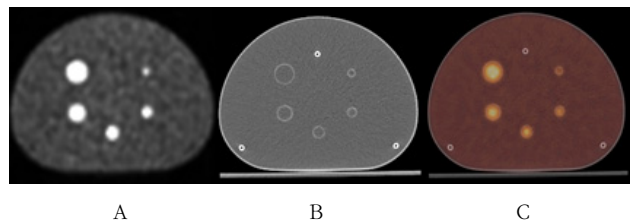


Fig. 2. Acquired PET/CT images in the stationary phantom (A: PET image, B: CT image, C: Fusion image)

2) 방사능농도 및 표준섭취계수 측정

회복계수 산출을 위해 획득된 영상의 구의 최대 방사능농도(Bq/ml)와 배후의 평균 방사능농도를 측정하고 최종 결정된 구와 배후 방사능농도를 계산하였다[16]. 서로 다른 크기 (28 mm, 22 mm, 17 mm, 13 mm, 10 mm)의 구의 방사능농도는 각각 측정하였다. 해당 구의 크기가 가장 크게 보이는 영상 부분에서 구와 같은 직경의 관심영역을 그려 방사능농도 최대값을 측정하고, 같은 크기로 관심영역을 복사하여 팬텀의 주변부 배후 영역에 12개를 그려 방사능농도 평균값을 측정

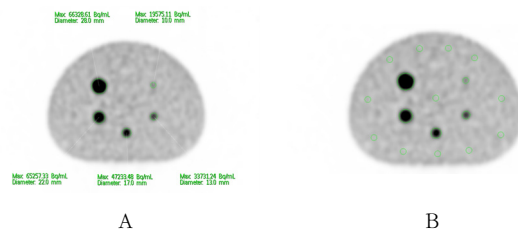


Fig. 3. Image analysis (A: Maximum radioactive concentration according to the size of spheres, B: Measurement of radioactive concentration and SUV in the background of 10 mm sphere)

하였다(Fig. 3). 해당 영상 부분의 앞, 뒤 영상 부분 2장씩 총 5장의 영상에서 같은 작업을 반복하여 하나의 구에 해당하는 배후 방사능 관심영역은 총 60개가 된다[13]. 60개 관심영역의 평균을 계산하면 그것이 해당 구의 평균 배후 방사능도가 된다. 그리고 위와 같은 방법으로 구의 SUV 최대값과 배후 영역의 SUV 평균값을 측정하였다.

멈춘 상태와 움직이는 팬텀의 구와 배후의 방사능비 9:1, 7:1, 8:1 영상을 각각 획득하였다. 계산된 최초 구와 배후 방사능 및 실제 측정된 구와 배후 방사능을 회복계수(Recovery coefficient, RC) 산출 공식(1)에 대입하였다[16].

$$RC = \frac{\text{measured hot spot activity} - \text{measured background activity}}{\text{primary sphere activity} - \text{primary background activity}} \quad (1)$$

산출된 회복계수를 이용하여 부분체적보정(Partial volume correction, PVC) 공식(2)에 대입하여 각 조건별 구의 SUV 최대값을 보정하였다[16].

$$PVC\ SUV = \frac{\text{measured SUV} - \text{bkg SUV}}{RC} + \text{bkg SUV} \quad (2)$$

Table 1. Recovery coefficient in the stationary phantom and moving phantom

| Sphere/bkg ratio | Size of spheres (mm) | | | | |
|------------------|----------------------|------|------|------|------|
| | 28 | 22 | 17 | 13 | 10 |
| 9:1 (stationary) | 0.65 | 0.64 | 0.54 | 0.36 | 0.23 |
| 8:1 (stationary) | 0.71 | 0.67 | 0.57 | 0.42 | 0.19 |
| 7:1 (stationary) | 0.72 | 0.69 | 0.58 | 0.47 | 0.17 |
| 9:1 (moving) | 0.51 | 0.45 | 0.34 | 0.20 | 0.10 |
| 8:1 (moving) | 0.57 | 0.49 | 0.36 | 0.22 | 0.10 |
| 7:1 (moving) | 0.53 | 0.52 | 0.35 | 0.22 | 0.08 |

Table 2. Reduced recovery coefficient percentage of moving phantom compared to stationary phantom (Unit: %)

| Sphere/bkg ratio | Percentage reduction by sphere sizes (mm) | | | | |
|------------------|---|------|------|------|------|
| | 28 | 22 | 17 | 13 | 10 |
| 9:1 | 21.5 | 29.7 | 37.0 | 44.4 | 56.5 |
| 8:1 | 19.7 | 26.9 | 36.8 | 47.6 | 47.4 |
| 7:1 | 26.4 | 24.6 | 39.7 | 53.2 | 52.9 |

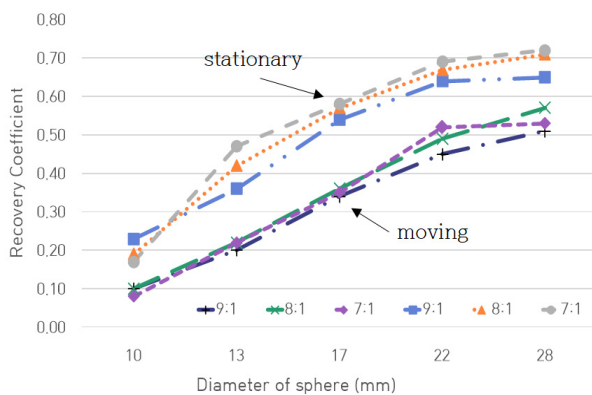


Fig. 4. Recovery coefficient in the stationary phantom and moving phantom

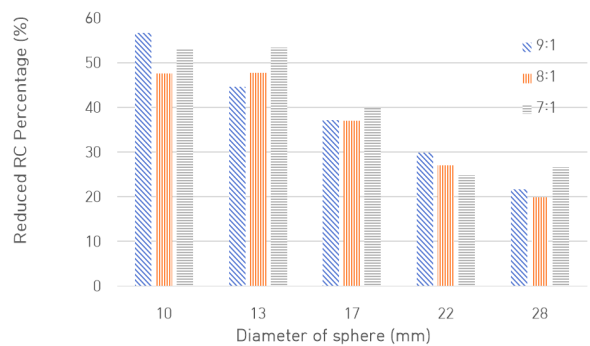


Fig. 5. Reduced recovery coefficient percentage of moving phantom compared to stationary phantom

III. 결 과

1. 회복계수 산출

회복계수는 0.08~0.72로 산출되었다(Table 1). 구의 크기가 작아질수록 회복계수가 감소하는 결과를 보였다(Fig. 4). 이는 PET/CT의 제한된 공간 분해능으로 인해 발생하는 부

분체적효과 때문임을 알 수 있다. 그리고 움직이는 상태에서의 회복계수가 멈춘 상태보다 19.7~56.5% 감소하였다(Table 2). 움직임 또한 회복계수에 크게 영향을 미치는 결과를 보였다(Fig. 5).

Table 3. Partial volume correction in the stationary phantom

| Sphere sizes (mm) | Sphere/bkg ratio | Sphere SUV _{max} | Bkg SUV _{mean} | RC | PVC SUV _{max} |
|-------------------|------------------|---------------------------|-------------------------|------|------------------------|
| 28 | 9:1 | 12.19 | 1.36 | 0.65 | 17.96 |
| 22 | 9:1 | 12.63 | 1.35 | 0.64 | 19.00 |
| 17 | 9:1 | 12.48 | 1.35 | 0.54 | 21.80 |
| 13 | 9:1 | 8.43 | 1.34 | 0.36 | 21.27 |
| 10 | 9:1 | 5.46 | 1.35 | 0.23 | 19.00 |
| 28 | 8:1 | 10.73 | 1.35 | 0.71 | 14.64 |
| 22 | 8:1 | 12.13 | 1.34 | 0.67 | 17.36 |
| 17 | 8:1 | 10.82 | 1.34 | 0.57 | 18.08 |
| 13 | 8:1 | 8.20 | 1.33 | 0.42 | 17.86 |
| 10 | 8:1 | 4.18 | 1.33 | 0.19 | 16.26 |
| 28 | 7:1 | 9.59 | 1.33 | 0.72 | 12.76 |
| 22 | 7:1 | 10.18 | 1.33 | 0.69 | 14.08 |
| 17 | 7:1 | 9.03 | 1.34 | 0.58 | 14.53 |
| 13 | 7:1 | 7.26 | 1.35 | 0.47 | 13.86 |
| 10 | 7:1 | 3.50 | 1.35 | 0.17 | 14.06 |

Table 4. Partial volume correction in the moving phantom

| Sphere sizes (mm) | Sphere/bkg ratio | Sphere SUV _{max} | Bkg SUV _{mean} | RC | PVC SUV _{max} |
|-------------------|------------------|---------------------------|-------------------------|------|------------------------|
| 28 | 9:1 | 10.74 | 1.36 | 0.51 | 19.60 |
| 22 | 9:1 | 9.46 | 1.35 | 0.45 | 19.49 |
| 17 | 9:1 | 8.31 | 1.34 | 0.34 | 21.72 |
| 13 | 9:1 | 5.41 | 1.34 | 0.20 | 21.71 |
| 10 | 9:1 | 3.24 | 1.33 | 0.10 | 19.58 |
| 28 | 8:1 | 9.58 | 1.37 | 0.57 | 15.65 |
| 22 | 8:1 | 8.54 | 1.37 | 0.49 | 15.90 |
| 17 | 8:1 | 6.86 | 1.37 | 0.36 | 16.53 |
| 13 | 8:1 | 5.04 | 1.37 | 0.22 | 17.82 |
| 10 | 8:1 | 3.11 | 1.32 | 0.10 | 17.51 |
| 28 | 7:1 | 9.13 | 1.32 | 0.53 | 16.00 |
| 22 | 7:1 | 8.22 | 1.32 | 0.52 | 14.55 |
| 17 | 7:1 | 5.86 | 1.32 | 0.35 | 14.33 |
| 13 | 7:1 | 4.25 | 1.32 | 0.22 | 14.65 |
| 10 | 7:1 | 2.48 | 1.32 | 0.08 | 15.26 |

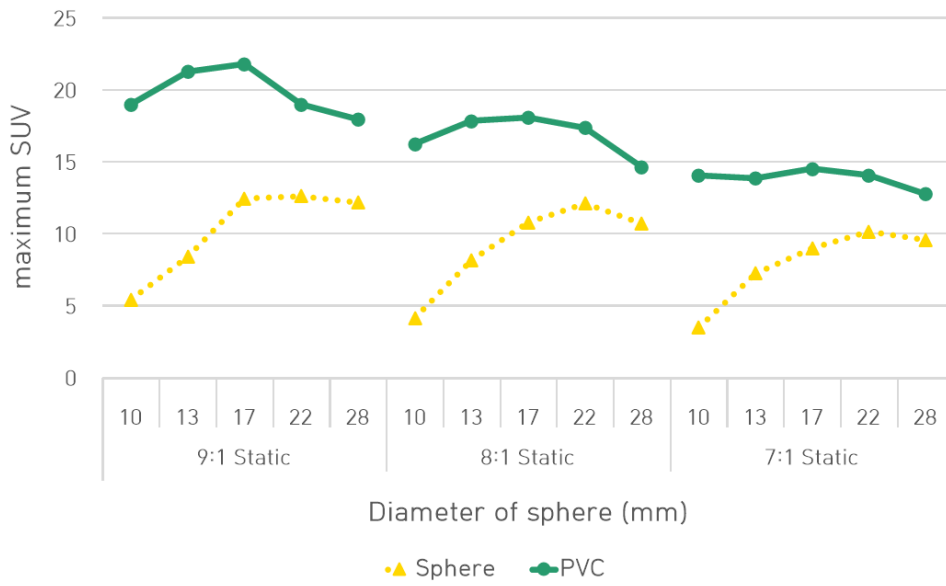


Fig. 6. Partial volume correction in the stationary phantom

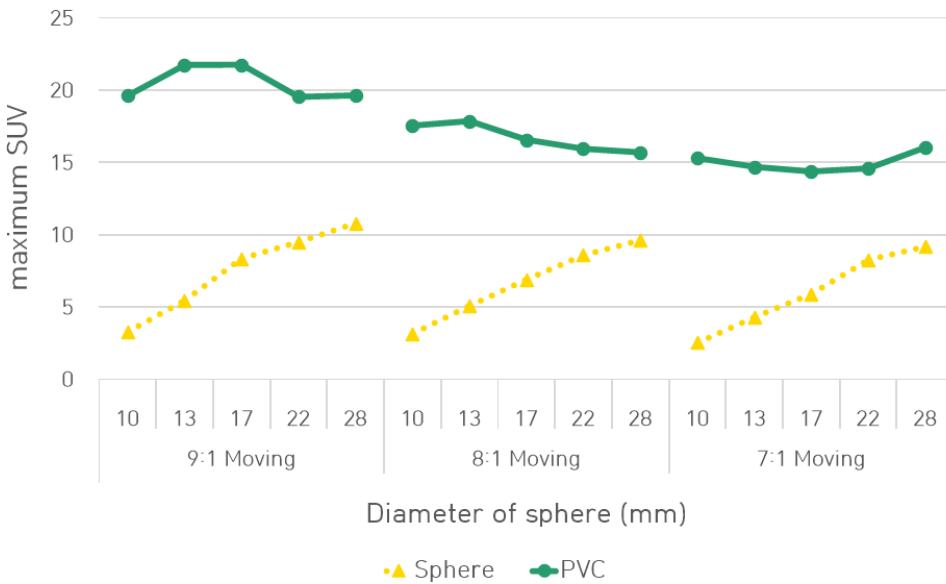


Fig. 7. Partial volume correction in the moving phantom

2. 부분체적보정

멈춘 상태에서의 보정 전 구의 SUV 최대값은 보정 후 1.33~4.02배 증가하였다(Table 3), (Fig. 6). 움직이는 상태에서 구의 SUV 최대값은 1.75~6.15배 증가하였다(Table 4), (Fig. 7). 이 또한 구의 크기가 일정 크기 이하로 작아질수록 부분체적효과에 의해 SUV가 과소평가 되기 때문임을 알 수 있었다.

IV. 고찰

FDG를 사용한 핵의학 PET/CT는 악성 종양 진단에 유용한 촬영 기법이며, SUV는 악성도 감별을 위해 널리 이용되는 지표이다[1,3]. PET/CT는 장비의 고유 특성인 제한된 공간 분해능으로 인해 발생하는 부분체적효과로 영상의 질 저하가 초래되어 SUV에 영향을 미친다[7,8]. 이를 위해 회복 계수를 산출하여 병변의 SUV 최대값을 보정하는 방법이 소

개되었으나 환자의 호흡에 의한 움직임까지는 고려하지 않았다[16].

검사 중 환자는 호흡을 하고 있어 이로 인해 인체 내 장기의 위치가 변하게 되므로 영상 분석 시 장기의 움직임으로 발생한 영상 흐려짐이 SUV 산출에 영향을 미친다[11]. 이에 본 연구에서는 멈춰 있는 팬텀뿐만 아니라 호흡에 의한 움직임이 구현 가능한 호흡 팬텀을 이용하여 영상을 획득하였다. 획득한 영상으로 멈춘 상태와 움직이는 상태의 결과값을 분석하여 회복계수의 차이를 비교하였다. 또한 움직임 때의 회복계수를 적용하여 SUV 최대값을 보정함으로써 호흡으로 인해 저하되는 SUV를 보정하고자 하였다.

그러나 사람의 호흡 움직임은 입체적인 반면 호흡 팬텀은 머리-둔부 방향의 단순 움직임만 구현 가능하여 실제 호흡과는 차이가 있는 제한점이 있었고 구와 배후 방사능 비는 8:1을 기준으로 $\pm 10\%$ 값인 9:1과 7:1만을 추가하여 실험을 진행하였다.

이번 연구의 호흡에 의한 회복계수 변화 및 SUV 보정치를 기초자료로 활용하고 위의 제한점을 보완한다면 추후 움직임에 대한 더욱 정확한 SUV 보정이 가능하리라 여겨진다. 그리고 실제 환자의 종양과 배후 방사능 비는 매우 다양하므로 팬텀의 구와 배후 방사능 비율을 세분화하여 함께 실험을 진행한다면 부분체적효과와 장기의 움직임으로 인한 SUV 보정의 왜곡 가능성을 최대한 줄일 수 있을 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 구의 크기와 팬텀의 움직임 여부에 따른 회복계수의 변화를 알아볼 수 있는 실험을 진행하였다. 멈춰 있을 때의 팬텀 영상과 호흡의 움직임을 구현한 팬텀 영상을 분석하여 각 상태별 회복계수를 도출하였다. 이를 이용하여 PET의 부분체적효과와 환자의 움직임으로 과소평가된 SUV 최대값을 적절히 보정한다면 악성 종양의 진단과 치료에 더욱 정확한 정보를 제공할 수 있다고 생각한다.

REFERENCES

- [1] Park HH, Lee J, Kim JH, Nam-Kung S, Lyu KY, Lee TS. The Usability Evaluation According to the Application of Bismuth Shields in PET/CT Examination. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2014;37(1):49-56.
- [2] Kim H, Park S, Jung H, Kim MS, Yoo HJ, Kim KB, et al. Definition of Tumor Volume Based on ^{18}F -Fludeoxyglucose Positron Emission Tomography in Radiation Therapy for Liver Metastases: An Relational Analysis Study between Image Parameters and Image Segmentation Methods. *Progress in Medical Physics*. 2013;24(2):99-107.
- [3] Kim JS, Park CR. Study on the Difference of Standardized Uptake Value in Fusion Image of Nuclear Medicine. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2018;41(6):553-60.
- [4] Thie JA. Understanding the Standardized Uptake Value, Its Methods, and Implications for Usage. *The Journal of Nuclear Medicine*. 2004;45(9):1431-4.
- [5] Kim CK, Gupta NC, Chandramouli B, Alavi A. Standardized Uptake Values of FDG: Body Surface Area Correction is Preferable to Body Weight Correction. *The Journal of Nuclear Medicine*. 1994; 5(1):164-7.
- [6] Hamill JJ, Sunderland JJ, LeBlanc AK, Kojima CJ, Wall J, Martin EB. Evaluation of CT-based lean-body SUV. *Medical Physics*. 2013;40(9):092054-1-9.
- [7] Gallivanone F, Canevari C, Gianolli L, Savatore C, Della Rosa PA, Castiglioni I, et al. A Partial Volume Effect Correction Tailored for ^{18}F -FDG-PET Oncological Studies. *BioMed Research International*. 2013;ID780458.
- [8] Soret M, Bacharach SL, Buvat I. Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging. *The Journal of Nuclear Medicine*. 2007;48:932-45.
- [9] Erlandsson K, Dickson J, Arridge S, Atkinson D, Ourselin S, Hutton BF. MR Imaging-Guided Partial Volume Correction of PET Data in PET/MR Imaging. *PET Clinics*. 2016;11(2):161-77.
- [10] Riou, O, Serrano B, Azria D, Paulmier B, Villeneuve, Thariat J, et al. Integrating respiratory-gated PET-based target volume delineation in liver SBRT planning, a pilot study. *Radiation Oncology*. 2014; 9:127.
- [11] Salavati A, Borofsky S, Boon-Keng TK, Houshmand S, Khiewvan B, Alavi A, et al. Application of Partial Volume Effect Correction and 4D PET in the Quantification of FDG Avid Lung Lesions. *Molecular*

- Imaging and Biology. 2015;17:140-8.
- [12] Han KT, Yoo WJ, Shin SH, Jeon D, Park JY, Lee B, et al. Development of Fiber-optic Radiation Sensor Using LYSO Scintillator for Gamma-ray Spectroscopy. Journal of Sensor Science and Technology. 2012;21(4):287-92.
- [13] Hines H, Casey M, Wainer N, Colsher J, Stearns C, Daube-Witherspoon ME, et al. NEMA NU 2-2001 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association; 2001.
- [14] Mesoloras G, Sandison GA, Gulec SA. Measurement of Tumor Volume for Fluorodeoxyglucose-Positive Primary and Metastatic Liver Tumors: Validation of Optimal Threshold Value Technique. Journal of Interventional Oncology. 2009;2(2):95-104.
- [15] Soto-Cordova MM, De-La-Cruz MM, Mujaico-ariano A. An IoT based Urban Areas Air Quality Monitoring Prototype. International Journal of Advanced Computer Science and Applications. 2020;11(9):711-6.
- [16] Srinivas SM, Dhurairaj T, Basu S, Bural G, Surti S, Alavi A. A recovery coefficient method for partial volume correction of PET images. Annals of Nuclear Medicine. 2009;23:341-8.

| 구분 | 성명 | 소속 | 직위 |
|------|-----|-------|--------|
| 제1저자 | 김영재 | 건국대학교 | 석사대학원생 |
| 공동저자 | 박훈희 | 신구대학교 | 부교수 |
| 공동저자 | 이주영 | 송호대학교 | 조교수 |
| 공동저자 | 소영 | 건국대학교 | 교수 |
| 교신저자 | 이정우 | 건국대학교 | 교수 |