

4D-CT와 결합한 호흡게이트 PET을 이용한 PET영상의 호흡 인공산물 분석

한림대학교 의과대학 방사선종양학교실¹, 진단방사선과교실², GE Healthcare, Korea³
조병철¹ · 박성호¹ · 박희철¹ · 배훈식¹ · 황희성² · 신희순³

Analysis of Respiratory Motion Artifacts in PET Imaging Using Respiratory Gated PET Combined with 4D-CT

Byung Chul Cho, Ph.D.¹, Sung Ho Park, Ph.D.¹, Hee Chul Park, M.D.¹, Hoonsik Bae, M.D.¹,
Hee Sung Hwang, M.D.², Hee-Soon Shin, M.S.³

Department of Radiation Oncology¹, Division of Nuclear Medicine, Department of Radiology², Hallym University College of Medicine, Chunchon, Korea^{1,2}, GE Healthcare, Korea³

Purpose: Reduction of respiratory motion artifacts in PET images was studied using respiratory-gated PET (RGPET) with moving phantom. Especially a method of generating simulated helical CT images from 4D-CT datasets was developed and applied to a respiratory specific RGPET images for more accurate attenuation correction. **Materials and Methods:** Using a motion phantom with periodicity of 6 seconds and linear motion amplitude of 26 mm, PET/CT (Discovery ST; GEMS) scans with and without respiratory gating were obtained for one syringe and two vials with each volume of 3, 10, and 30 ml respectively. RPM (Real-Time Position Management, Varian) was used for tracking motion during PET/CT scanning. Ten datasets of RGPET and 4D-CT corresponding to every 10% phase intervals were acquired. From the positions, sizes, and uptake values of each subject on the resultant phase specific PET and CT datasets, the correlations between motion artifacts in PET and CT images and the size of motion relative to the size of subject were analyzed. **Results:** The center positions of three vials in RGPET and 4D-CT agree well with the actual position within the estimated error. However, volumes of subjects in non-gated PET images increase proportional to relative motion size and were overestimated as much as 250% when the motion amplitude was increased two times larger than the size of the subject. On the contrary, the corresponding maximal uptake value was reduced to about 50%. **Conclusion:** RGPET is demonstrated to remove respiratory motion artifacts in PET imaging, and moreover, more precise image fusion and more accurate attenuation correction is possible by combining with 4D-CT. (Korean J Nucl Med 39(3):174-181, 2005)

Key Words: Respiratory motion artifacts, F-18 FDG, PET, Respiratory gated PET, 4D-CT

서 론

종양학에서 암의 진단, 병기 결정, 재발 판정, 그리고 치료에 대한 반응의 평가에 PET이 유용함은 이미 인정되고 있다. 최근 PET에 투과 스캔으로 CT를 융합 시킨 PET-CT가 보급되면서 PET의 단점인 저해상도 문제가 CT의 해부학적 영상으로 보완됨으로써 종양학에서의 유용성이 한층 증가되

고 있다. 그런데 크기가 작거나 폐의 기저부위, 혹은 간의 상부에 위치한 종양일수록 호흡으로 인한 위치변위와 왜곡 정도가 크며 PET상의 SUV값에도 영향을 미치게 된다. 따라서 정상호흡상태에서 얻어지는 PET 또는 CT 영상을 토대로 방사선치료를 하게 되면 치료해야 할 표적이 치료 범위에서 벗어나거나 정상조직에 과도한 방사선이 조사될 수 있으므로 치료율이 낮아지거나 방사선에 의한 부작용이 증가할 수 있다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 여러 기법들이 소개된 바 있는데, 호흡에 기인한 CT영상의 인공산물 (artifact)을 줄이기 위한 방법으로는 크게 두 가지로 나누어 볼 수 있다. 즉, 첫번째 방법으로는 폐활량계 (Spiro-meter) 를 호흡 모니터링과 개폐에 이용하는 방식의 Deep Inspiration Breath-Hold^{1,2)} 와 Active Breath Hold^{3,4)} 등의 호흡정

• Received: 2005. 2. 23. • Accepted: 2005. 3. 18.

• Address for reprints: Hee Sung Hwang, M.D., Departments of Radiology and Nuclear Medicine, Hallym University Sacred Heart Hospital, #896 Pyunghon-dong Dongan-gu, Anyang-Si Gyeonggi-Do 431-070, Korea
Tel: 82-31-380-5896, Fax: 82-31-380-3878
E-mail: hshwang@hallym.or.kr

지기법이며, 두 번째 방식은 적외선 CCD카메라를 이용하여 복부의 상하운동을 관측하거나 흡기, 배기 시에 발생하는 미세한 온도변화를 열전쌍으로 감지하여 호흡 모니터링 장치로 이용하는 방식으로서, 동기화 시점에 따라 특정 호흡위상에서만 트리거 신호를 부여하여 해당 호흡위상에서만 CT를 촬영하는 호흡게이트 CT,⁵⁻⁹⁾ 혹은 호흡 동기화 CT (Respiratory-correlated CT)^{10,11)} 등의 전향적 호흡동기 방식과, 동일 위치에서 연속적으로 CT 스캔을 시행한 뒤 호흡 모니터링 신호와 CT촬영시간을 후향적으로 동기화 시키는 4D-CT¹²⁾ 방식으로 세분할 수 있다. PET에서 호흡으로 인한 인공산물을 최소화하기 위한 방법으로는 호흡게이트 PET¹³⁻¹⁵⁾ (Respiratory-gated PET; 이하 RGPET) 과 호흡 동기 동적PET (Respiratory-correlated dynamic PET)¹⁶⁾이 제안되고 있다.

본 연구에서는 호흡으로 인한 장기의 움직임을 모사하기 위해 동체 모형 팬텀을 제작하고, PET-CT를 사용한 호흡운동 모의 실험을 통해 호흡으로 인한 물체의 진동 폭과 물체의 크기에 따른 PET영상에서의 인공산물의 정도를 분석하여 그 상관관계를 알아보고자 하였다. 더욱이 호흡게이트 PET의 정확한 감쇠 보정을 위해 필요한 동일한 호흡 위상의 CT영상을 얻기 위해, 동일위상 호흡게이트CT영상을 4D-CT 영상으로부터 재구성하는 방법을 제시하고자 하였다.

대상 및 방법

1. 호흡운동 팬텀 및 추적장치

호흡으로 인한 장기의 움직임을 모사하기 위해 Fig. 1과 같은 호흡운동 팬텀을 제작하였다. 회전주기가 6초당 1회전인 모터를 구동장치로 사용하여, 모터의 회전운동을 최대 이동거리가 26 mm가 되도록 직선운동으로 변환시킨 다음 30 × 30 cm 크기의 평판테이블을 구동 시키고, 평판테이블 위에 스캔 하고자 하는 물체를 배치하여 PET 및 CT 촬영을 시행할 수 있도록 제작하였다.

호흡운동추적장치로는 Real-Time Position Management (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA; 이하 RPM) 장치를 사용하였다. RPM 장치는 먼저, 환자의 복부 위에 적외선을 반사하는 표시자가 부착되어 있는 소형 플라스틱박스를 고정하여, 환자의 호흡에 따라 표시자가 상하로 움직이도록 한다. 이 표시자의 위치를 환자테이블 끝에 고정시킨 적외선용 CCD 카메라가 초당 30프레임의 속도로 포착하고 소프트웨어가 그 위치를 실시간으로 분석하여 호흡위상 신호를 생성하게 된다.

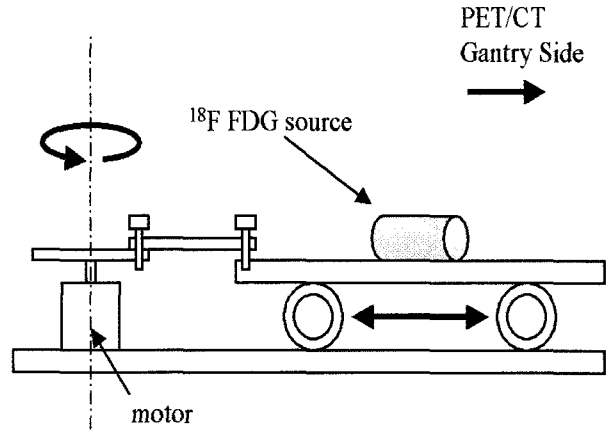


Fig. 1. Schematic diagram of a respiratory motion phantom. The phantom generates a linear motion with frequency of 6 seconds and amplitude of 26 mm.

RPM 장치는 Discovery ST (GE Medical System, Milwaukee, WI) PET-CT와 게이트 접속장치를 통하여, CT로부터 X-ray ON 신호를 되받아 호흡위상신호와 함께 기록함으로써 연속촬영(cine) 모드로 촬영된 CT데이터셋을 후향적으로 호흡위상별로 분리하여 호흡위상별 CT데이터를 얻을 수 있는 4D-CT 기능을 제공한다. 또한 RPM으로 추적된 특정 호흡위상에서 트리거신호를 반복적으로 PET장치에 입력시켜 트리거신호가 주어진 시점으로부터 일정 시간 간격으로 데이터를 분리, 수집하여 호흡과 동기화 된 PET 데이터셋을 얻을 수 있는 호흡게이트PET (Respiratory Gated PET; 이하 RGPET)기능도 제공하고 있다.

2. 4D-CT 데이터 획득

PET과 CT 영상데이터는 PET (Advance Nxi) 및 CT (LightSpeed 8-slice)로 구성된 Discovery ST PET-CT 스캐너로부터 얻었다.

CT 데이터는 영상두께 2.5 mm로 동시에 8 장을 촬영하여 총 20 mm씩 스캔하는 연속촬영 모드로 촬영했으며 촬영시 조건은 각각 10% 호흡백분율 위상 구간 별로 영상데이터를 얻기 위해 겐트리 회전 속도는 0.7초, 연속촬영 지속시간은 7초, 영상간 연속촬영 간격은 0.6초, 그리고 총재구성 각도는 360로 설정하였다.

3. RGPET 데이터 획득

RGPET영상은 RPM의 트리거신호를 45% 호흡백분율 위상에 맞추어 부여하였고, 0.6 초 간격으로 총 10구간(bin)에 대하여 허용오차 +/- 7.5% 범위 내에서 분리 수집한 PET데이터를 총 15분간 획득하였다. 여기서 백분율 호흡위

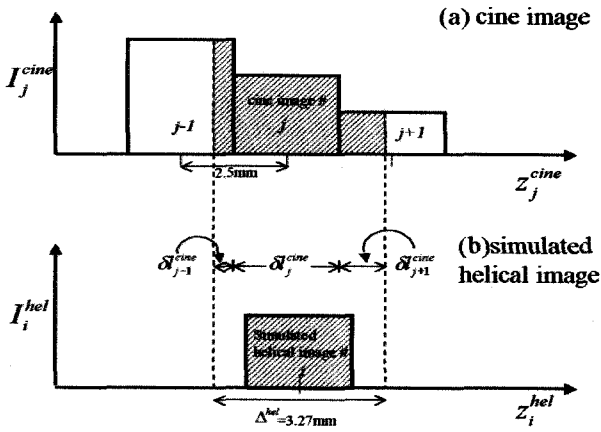


Fig. 2. Schematic diagram of generating simulated helical images from the respiratory specific cine images, which obtained in different slice position and thickness as those of respiratory-gated PET (RGPET). The hatched area of each cine image contributes to the simulated helical image in the proportion of overlapping length, δl_j^{cine} , with the separation between the helical images, Δ^{hel} . With the method, the respiratory specific simulated helical images were obtained and then, applied to the corresponding RGPET data for attenuation correction.

상은 0% 와 50% 가 각각 최대 호흡 흡기 및 배기 상태에 해당하도록 정의하였으며, 통상적으로 흡기 상태에 비해서 배기상태가 보다 안정적이기 때문에 최대 배기 위상인 50% 백분율위상을 기준으로 구간 값 10%를 감안하여 45% 호흡백분율 위상에서 RPM 트리거신호를 부여하였다. RGPET 데이터는 2D 모드로 촬영하여, 전신 촬영 시에 사용되는 ordered subsets expectation maximization (OSEM: 30 subsets, 2 iterations) 기법을 사용하여 128×128 해상도로 재구성하였다.

PET데이터의 감쇠 보정을 위한 CT영상은 각각의 PET 영상과 동일한 테이블 간격(Discovery ST의 경우 3.27mm) 및 z좌표에서 획득되어야 하며, 나선형 스캔을 통해 이루어지고 있다. RPM의 트리거 동기신호를 바탕으로 특정 호흡 위상에서 획득된 RGPET데이터의 감쇠 보정을 위해서도 동일한 나선형 CT스캔이 수행된다. 그러나 동일한 호흡위상에서 연속촬영 모드로 스캔 한 4D-CT영상을 사용한다면 보다 정확한 감쇠 보정이 이루어 질 것이다. 현재로서는 RGPET 과 4D-CT를 동일 검사 내에서 병행하여 시행할 수 없다. 따라서 4D-CT로 얻은 CT영상은 테이블 간격 및 z좌표가 RGPET의 해당 값들과 서로 일치하지 않기 때문에 4D-CT 영상으로부터 PET 감쇠 보정용 CT영상을 재구성하였다. 그 방법을 Fig. 2에 도시하였으며, 간략히 설명하면 다음과 같다.

테이블 좌표인 z_i^{hel} i번째 나선형 CT스캔 영상, i^{hel} 을

연속촬영 모드로 얻은 CT영상들부터 재구성하기 위해서는, 먼저 식(1)의 z좌표 조건을 만족하는 z_j^{cine} 값을 갖는 연속 촬영 CT영상, j 을 찾는다.

$$z_i^{hel} - \Delta^{hel}/2 < z_j^{cine} < z_i^{hel} + \Delta^{hel}/2 \quad (1)$$

여기서, Δ^{hel} 은 나선형 스캔 영상의 갠트리 1회전 당 진행 간격(mm)으로 3.27 mm이었으며, 실제 나선형 스캔 영상의 두께는 이 보다 작은 2.5 mm이나 나선형 스캔의 특성상 전후 180도 범위 내에서 획득된 데이터가 해당 영상에 기여를 할 수 있으므로 갠트리 1회전 당 진행 간격(피치)을 재구성을 위한 경계영역으로 설정하였다.

그런 다음, 해당 연속촬영 CT영상 j 가 나선형 스캔 영상의 피치와 겹치는 거리, δl_j^{cine} 을 구하여, 이를 가중치로 하여 식(2)과 같이 재구성하였다.

$$I_i^{hel} = \sum_j \left(\frac{\delta l_j^{cine}}{\Delta^{hel}} \right) I_j^{cine} \quad (2)$$

프로그램작성은 영상처리 소프트웨어인 IDL (Research Systems Inc., Boulder, CO)을 사용하였다.

4. 팬텀 모의 실험

게이트의 유무에 따라 PET영상에 나타나는 호흡에 따른 운동 인공산물(motion artifact)의 정도를 평가하기 위해 부피가 3 ml의 syringe와 10 ml, 30 ml인 두 개의 vial에 각각 18.5 MBq (0.5 mCi)의 ^{18}F -FDG를 주입하여 호흡운동 팬텀 위에 설치하고 현재 임상 프로토콜에 따라 게이트를 하지 않고 3분 동안 PET데이터를 수집하였다. 또한 임상 프로토콜에 따라 감쇠 보정을 위해 나선형모드로 CT 스캔을 함께 실시하였다.

반면, 4D-CT 와 RGPET은 위에서 설명한 절차를 따랐으며, 연속 촬영된 CT데이터로부터 RPM 호흡신호를 이용하여 4D-CT데이터셋을 추출하는 데는 Advantage 4D (GE Medical System, Milwaukee, WI)을 사용하였고, 감쇠 보정을 위한 CT데이터셋 제작에는 위에서 기술한 바와 같이 IDL로 자체 제작한 프로그램을 이용하였다.

결 과

동일한 호흡위상에서 연속촬영 모드로 스캔 한 4D-CT영상을 사용하여 RGPET을 위한 감쇠 보정용 CT영상을 재구

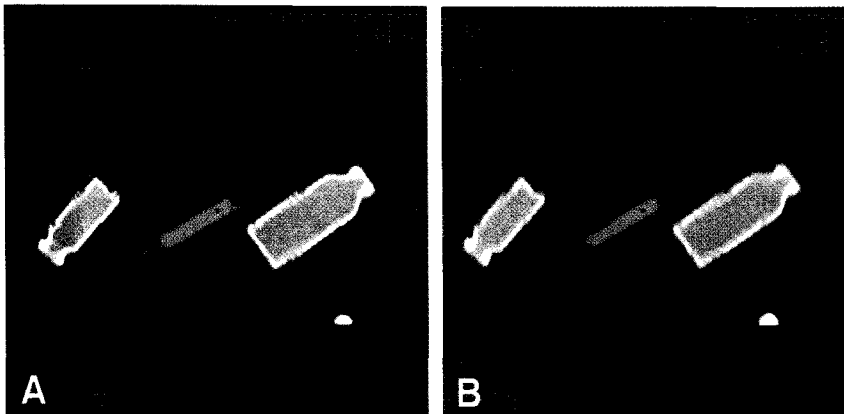


Fig. 3. Example of the cine image(A) and simulated helical, coronal-reformatted image (B). Two image sets are apparently the same except the slice position and the separation between image slices. For phase specific attenuation correction on each respiratory-gated PET image, the simulated helical image data of the corresponding phase is required.

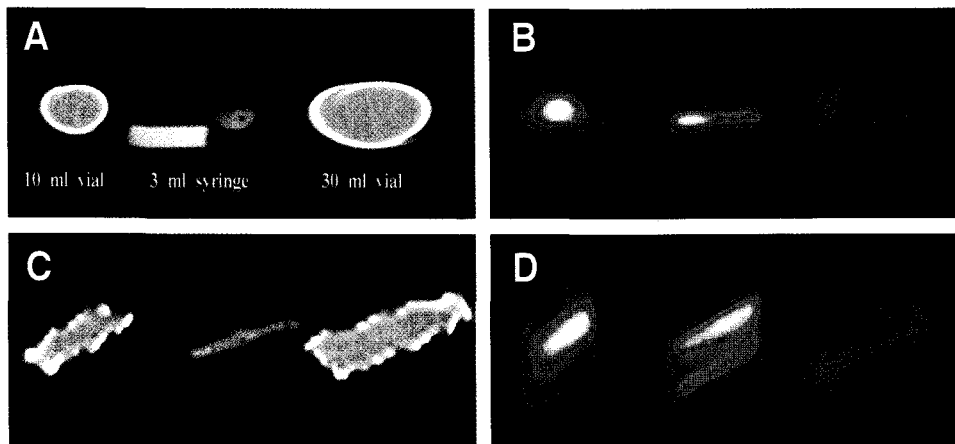


Fig. 4. The axial CT(A) & PET(B), and coronal-reformatted CT(C) & PET(D) images scanning one syringe and two vials of 10 ml and 30 ml while moving in 6-sec cycle and 2.6-cm amplitude. It is evident that the motion degraded the quality of CT images and induced a blurring artifact on PET images. The severity of the motion blurring apparently depends on the size of the scanned subject relative to the range of motion.

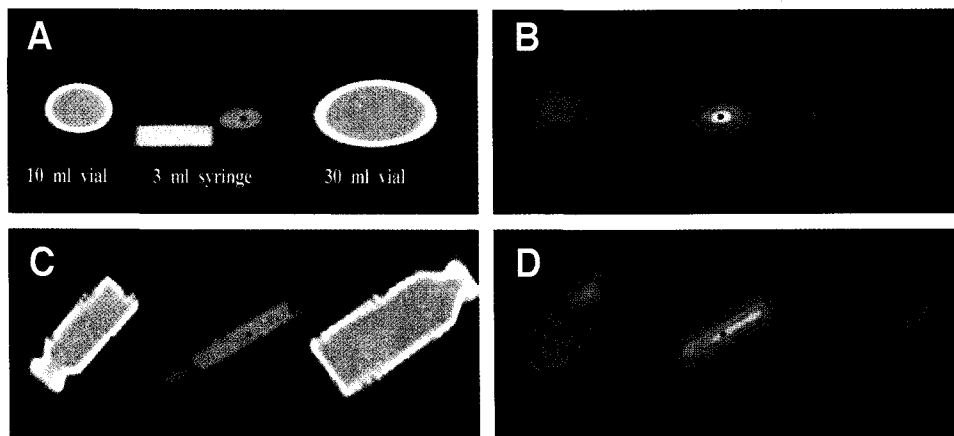


Fig. 5. The respiratory gated axial CT(A) & PET(B), and gated coronal CT(C) & PET(D) images at 50% respiratory phase corresponding to the maximum exhalation, for the same subjects as Fig.3. In contrast with non-gated CT and PET images, motion and blurring artifacts are much improved.

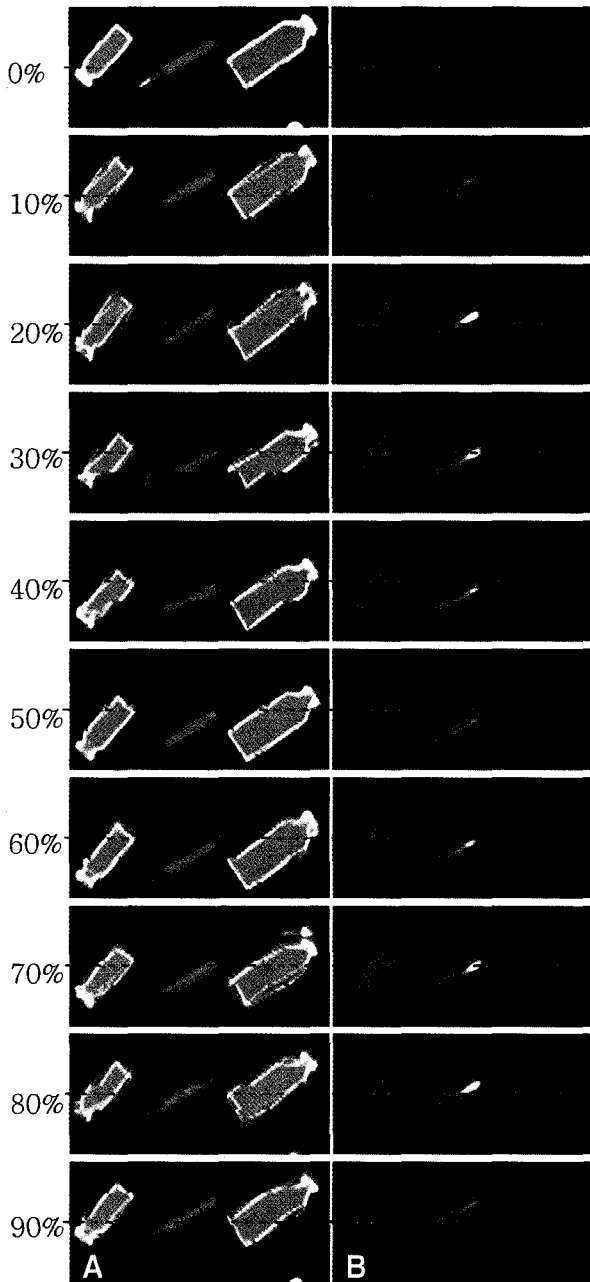


Fig. 6. Respiratory-gated, coronal-reformatted CT(A) and PET(B) images of three samples with periodic motion of 6 seconds and amplitude of 2.6 cm along the table z-direction. The periodic percentage phases of each image from top to bottom are shown at the left side and the horizontal dotted line inside each image represents the same axial slice position.

성한 예를 Fig. 3에 나타내었다. 연속촬영 모드로 촬영된 영상(Fig. 3A)과 재구성된 나선형 CT영상(Fig. 3B)간에 근본적으로 차이가 없음을 확인 할 수 있었다.

게이트를 시행하지 않는 현재의 임상 프로토콜에 따라 스캔 한 팬텀 모의 실험 결과를 Fig. 4에 전시하였다. 게이트를

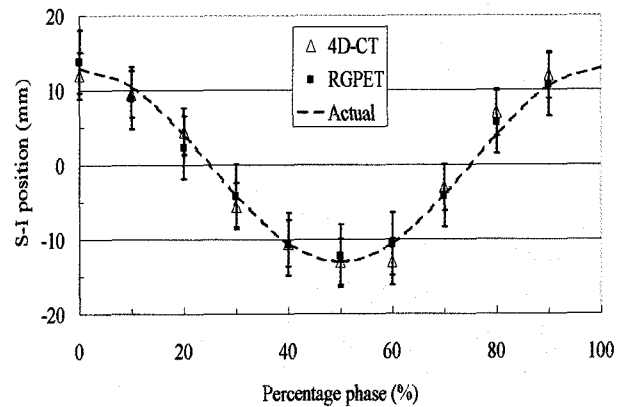


Fig. 7. Measured positions in the Superior-Inferior direction from RGPET and 4D-CT images of each percentage phases. The continuous line represents the actual position of the moving phantom with periodicity of 6 seconds and amplitude of 26 mm at each percentage phase. The representative error bars are estimated by accounting for the uncertainty of scan acquisition time for each data set (+/-2.6 mm equivalent to +/-5% phase error for CT and +/-3.9 mm equivalent to +/- 7.5% for PET) and the uncertainty of measuring the center of the subject, i.e. slice separation of 3.27 mm in the manner of root-mean square.

시행하지 않은 경우, CT상 영상왜곡이 심하고, PET상에서는 실제보다 크기가 확대되어 보였으며, 이러한 현상은 진동 폭에 대해 크기가 상대적으로 작은 물체일수록 더욱 현저한 것을 알 수 있다. 이에 반하여 RGPET 및 4D-CT스캔의 50% 호흡위상으로 스캔한 Fig. 5에서는, 게이트를 시행하지 않았을 때보다 CT와 PET영상에서 이러한 영상왜곡이 뚜렷이 교정된 것을 보여준다.

RGPET과 4D-CT의 10% 위상 구간별 스캔 결과를 Fig. 6에 보다 자세하게 전시하였다. 4D-CT영상들 가운데 10% 위상 구간 내에서 물체의 이동이 상대적으로 큰 20-30%, 70-80%의 CT영상에서는 물체의 변형이 여전히 심하게 나타나는 것을 볼 수 있다. 이러한 현상은 0.7초로 선택된 갱트리 회전속도를(최대 1회전 당 0.5초) 보다 빠르게 하거나, 0.6초로 설정한 연속촬영 획득시간을 보다 짧게 설정함으로써 어느 정도 해결될 수 있을 것이다.

Fig. 6의 RGPET 및 4D-CT 영상 데이터 세트로부터 백분율 위상 별로 테이블 이동방향으로의 물체 중심 위치의 변화를 Fig. 7에 기록 하였다. 각 위상백분위별 CT 및 PET의 coronal 영상으로부터 물체의 외곽선을 그려서 그 중심점의 위치를 계산하였다. 4D-CT영상을 재구성할 때, 최대 위상오차는 +/-5%로서 위치 변위로 환산하면 평균적으로 +/- 2.6 mm에 해당하며 물체의 중심위치를 설정하는데 따른 오차는 영상슬라이스 간격의 절반에 해당하는 +/-1.6 mm의 오차로 평가하여 이 두 오차를 평균제곱근(root-mean square)

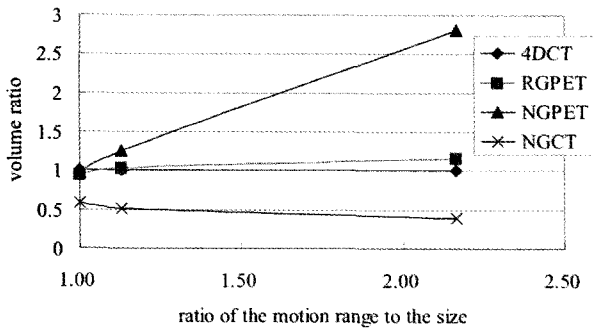


Fig. 8. Comparison of volume change in different PET/CT scan modes as a function of the relative motion size. The relative motion size is defined by the ratio of the motion range (26 mm in this study) to the subject size (syringe = 12 mm, vial-10ml = 23 mm, and vial-30ml = 26 mm).

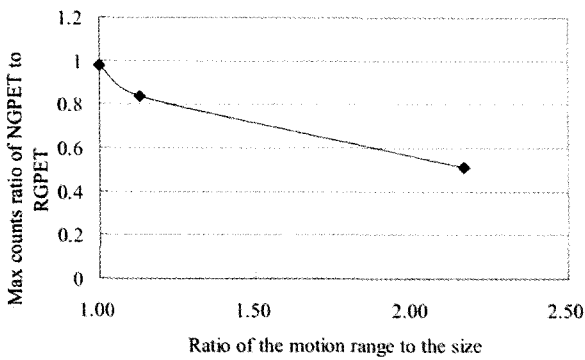


Fig. 9. Maximum count ratios of NGPET relative to RGPET as a function of the relative motion size.

범으로 합하여 +/- 3.1 mm를 전체 오차로 평가하였다. RGPET의 경우 데이터 획득 시 위상 오차 허용범위를 +/- 7.5%로 지정하였으므로 동일한 방식으로 +/- 4.2 mm가 전체 오차로 평가되었다. Fig. 7을 보면 RGPET과 4D-CT 상에서 관측된 위치가 평가된 오차 범위 안에서 실제 물체의 위치와 잘 일치함을 알 수 있다.

Fig. 8은 물체의 크기에 대비하여 상대적 운동의 크기(운동 범위인 26 mm를 물체의 S-I방향의 크기로 나눈 값: syringe = 26 mm/ 12 mm, vial(10ml) = 26 mm/23 mm, vial(30ml) = 26 mm/26 mm)에 따라 게이트의 유무에 따른 PET과 CT상에서의 관측된 물체의 부피변화를 그림으로 전시하였다. Fig. 8에서 부피의 비율에 대한 기준치로는 운동에 의한 인공산물이 가장 작은 4D-CT상에서 측정된 부피 (syringe = 2.5 ml, vial(10 ml) = 9.1 ml, vial(30 ml) = 25.2 ml)를 사용하였다. 물체의 상대적 운동 범위가 증가할수록 게이트를 시행하지 않은 PET에서 관측된 크기 또한 선형적으로 증가하여, 운동범위가 물체 크기의 2배가 되면

부피를 2.5배 가량 과대 평가함을 알 수 있다. 또한 게이트를 시행하지 않은 CT에서는 본 실험의 경우 50% 가량 부피를 과소 평가하는 것으로 나타나고 있다. 게이트를 시행하지 않은 PET상에서의 운동에 의해 물체의 크기가 과대 평가되는 것과 동반되는 uptake 수치의 변화를 보기 위하여 Fig. 9에 상대 운동 크기별 RGPET 대비 NGPET의 maximum uptake 비를 도시하였다. 상대운동의 크기에 비례하여 부피를 과대 평가하는 것과 반비례하여 maximum uptake 수치가 감소되는 결과를 보여주고 있다.

고 찰

본 논문에서는 호흡게이트PET (RGPET)과 4D-CT를 이용하여 호흡으로 인한 운동 인공산물의 영향을 평가하였다. 호흡 운동을 모사한 팬텀 실험을 통해 상대운동크기 (운동 진폭/물체의 크기)가 증가할수록 게이트를 시행하지 않은 NGPET상에서 관측된 물체의 크기도 비례하여 증가하며, 상대운동의 크기가 두 배가 되면 NGPET 상의 물체의 크기는 2.5배로 증가함을 알 수 있었다. 이와 대비하여 최대 uptake 수치는 50%까지 감소함을 알 수 있었다.

RGPET을 통해 PET영상에서 나타나는 호흡으로 인한 인공산물의 대부분을 제거할 수 있음을 확인할 수 있었다. 그러나 RGPET을 독립적으로 사용하여 호흡제어가 되지 않은 상태에서 얻은 CT영상과 정합 시키는 경우에는 해부학적 위치와 대사 위치가 서로 일치하지 않게 되고¹⁷⁾ RGPET 영상의 감쇠 보정 역시 부정확한 결과를 얻게 된다. 따라서 RGPET 스캔 시에는 최소한 동일위상의 CT영상을 4D-CT로 획득하여 영상정합을 하여야 할 것으로 판단되며, 보다 정확한 감쇠 보정이 필요하다면 해당 위상의 CT데이터를 본 논문에서 제시한 방법을 따라 재구성하여 사용할 수 있을 것이다.

본 연구는 이상적인 주기운동을 반복하는 팬텀 실험에 국한하여 RGPET 과 4D-CT의 유용성을 평가하였기 때문에 호흡의 크기 및 주기의 일관성이 떨어지는 실제 임상 환자에 적용하였을 때도 역시 비슷한 유용성을 유지할 것인가 하는 것에 대한 의문이 있을 수 있다. 하지만 최근 본 연구와 동일한 접근 방법으로 4명의 폐암 환자에 적용한 Nehmeh 등¹⁸⁾의 결과에서, RGPET과 동일한 위상의 4D-CT 영상을 이용함으로써 PET과 CT 상의 종양의 위치가 41%까지 개선되는 반면 종양 범위의 선명도는 42%까지 개선되었다고 보고하였다.

RGPET과 4D-CT의 임상 적용에 있어 환자의 호흡 진폭 및 주기를 일관되게 유지하기 위해서는 시청각 교육이 필수

적이다. 본 연구에서는 정상적인 호흡 상태에서 환자의 호흡 신호를 관찰하여 진폭 및 주기를 결정한 후, 흡기 및 호기의 주기에 맞추어 음성신호를 전달하는 한편 환자가 호흡 신호를 직접 관찰할 수 있도록 하여, 설정한 진폭에 맞추어 호흡의 크기를 조절하도록 하는 방식을 채택하였다.

RGPET의 다른 문제점으로는 전체 호흡위상에서 획득한 데이터 중에 특정 호흡위상 데이터만을 이용하기 때문에 데이터 획득 측면에서 효율성이 떨어진다. 이를 극복하기 위해서는 위상별 4D-CT영상으로부터 호흡에 따른 변위를 영상 정합기술로 계산한 후 이를 해당 RGPET영상에 적용하여 호흡에 의한 움직임을 보정하여 통합하면 더 좋은 영상을 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

요 약

목적: 호흡게이트PET(이하 RGPET)을 이용하여 호흡에 의한 PET영상의 인공산물의 감소 효과를 호흡모형 팬텀을 제작하여 분석하였다. 특히 4D-CT를 시행하여 얻은 동일 호흡위상의 CT영상을 이용하여 RGPET의 감쇠 보정에 이용할 수 있도록 CT영상을 재구성하는 방법을 제시하였다. **대상 및 방법:** 반복주기 6초, 진동 폭 26mm의 운동 팬텀에 각각 3 ml syringe와 10, 30 ml의 vial에 18.5 MBq (0.5 mCi) 18-F FDG를 주입한 후, 게이트의 유무에 따라 Discovery ST (GE Medical System, Milwaukee, WI) PET-CT 스캐너를 사용하여 PET/CT 스캔을 시행하였다. 이때 호흡추적 장치로는 적외선 CCD카메라 방식의 Real-Time Position Management (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)을 사용하였다. 호흡게이트PET 및 4D-CT 스캔은 10% 호흡위상백분위 별로 총 10세트의 영상을 각각 획득하였다. 이와 같이 운동주기를 10개의 소 구간으로 분할하여 얻은 PET과 CT영상으로부터 각 물체의 위치를 분석하였고, 물체의 크기에 따른 운동 인공산물의 크기와 PET 계수 값의 감소간의 상관관계를 분석하였다. **결과:** RGPET과 4D-CT상에서 물체의 중심위치를 호흡위상별로 분석한 결과, 오차범위 내에서 실제 위치와 잘 일치하였다. 게이트를 시행하지 않은 PET에서 관측된 물체의 크기는 상대적 운동크기에 비례하여 증가하여, 운동범위가 물체 크기의 2배가 되면 부피를 2.5배 가량 과대 평가하였다. 반면, 최대 uptake 수치는 50% 가량 줄었다. **결론:** RGPET을 통해 PET영상에서 나타나는 호흡으로 인한 인공산물의 대부분을 제거할 수 있음을 확인할 수 있었으며, 4D-CT 스캔을 통해 획득한 동일위상의 CT영상을 이용하여 보다 정확한 감쇠 보정 및 영상융합 결과를 얻었다.

References

1. Mah D, Hanley J, Rosenzweig KE, Yorke E, Braban L, Ling CC, et al. Technical aspects of the deep inspiration breath-hold technique in the treatment of thoracic cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:175-85.
2. Hanley D, Debois MM, Mah D, Mageras GS, Raben A, Rosenzweig K, et al. Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors: The potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;45:603-11.
3. Wong JW, Sharpe MB, Jaffray DA, Kini VR, Robertson JM, Stromberg JS, et al. The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:911-9.
4. Dawson LA, Brock KK, Kazanjian S, Fitch D, McGinn CJ, Lawrence TS, et al. The reproducibility of organ position using active breathing control (ABC) during liver radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:1410-21.
5. Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment: A technical study. *Phys Med Biol* 1996;41:83-91.
6. Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig KE, Braban L, Keatley E, Ford E, et al. Fluoroscopic evaluation of diaphragmatic motion reduction with a respiratory gated radiotherapy system. *J Appl Clin Med Phys* 2001;2:191-200.
7. Ford E, Mageras GS, Yorke E, Rosenzweig KE, Wagman R, Ling CC. Evaluation of respiratory movement during gated radiotherapy using film and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:522-31.
8. Wagman R, Yorke E, Giraud P, Ford E, Sidhu K, Mageras GS et al. Reproducibility of organ position with respiratory gating for liver tumors: Use in dose-escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:659-68.
9. Vedam SS, Kini VR, Keall PJ, Ramakrishnan V, Mostafavi H, Mohan R. Quantifying the predictability of diaphragm motion during respiration with a noninvasive external marker. *Med Phys* 2003;30:505-13.
10. Ford E, Mageras GS, Yorke E, Ling CC. Respiration correlated spiral CT: A method of measuring respiratory-induced anatomic motion for radiation treatment planning. *Med Phys* 2003;30:88-97.
11. Vedam SS, Keall PJ, Kini VR, Mostafavi H, Shukla HP, Mohan R. Acquiring a four-dimensional computed tomography dataset using an external respiratory signal. *Phys Med Biol* 2003;48:45-62.
12. Pan T, Lee TY, Rietzel E, Chen GTY. 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multi-slice CT. *Med Phys* 2004;31:333-40.
13. Nehmeh SA, Erdi YE, Rosenzweig KE, Schoder H, Larson SM, Squire OD, et al. Reduction of respiratory motion artifacts in PET imaging of lung cancer by respiratory correlated dynamic PET: Methodology and comparison with respiratory gated PET. *J Nucl Med* 2003;44:1644-8.
14. Nehmeh SA, Erdi YE, Ling CC, Rosenzweig KE, Schoder H, Larson SM, et al. Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer. *J Nucl Med* 2002;43:876-81.
15. Boucher L, Rodrigue S, Lecomte R, Benard F. Respiratory gating for 3-dimensional PET of the thorax: Feasibility and initial results. *J Nucl Med* 2004;45:214-9.
16. Nehmeh SA, Erdi YE, Ling CC, Rosenzweig KE, Squire OD, Braban LE, et al. Effect of respiratory gating on reducing lung motion artifacts in PET imaging of lung cancer. *Med Phys*

- 2002;29:366-71.
17. Osmann MM, Cohade C, Nakamoto Y, Marshal LT, Leal JP, Wahl RI. Clinically significant inaccurate localization of lesions with PET/CT: frequency in 300 patients. *J Nucl Med* 2003;44:240-3.
18. Nehmeh SA, Erdi YE, Pan T, Pevsner A, Rosenzweig KE, Yorke E, et al. Four-dimensional (4D) PET/CT imaging of the thorax. *Med Phys* 2004;31:3179-86.