Original Article

PET/CT 3D 영상에서 감쇠보정 위치 변화 방법을 이용한 영상 재구성법의 평가

삼성서울병원 핵의학과
홍건철 · 박선명 · 정은경 · 최춘기 · 석재동

The Evaluation of Reconstruction Method Using Attenuation Correction Position Shifting in 3D PET/CT

Gun Chul Hong, Sun Myung Park, Eun Kyung Jung, Choon Ki Choi and Jae Dong Seok
Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, Seoul, Korea

Purpose: The patients' moves occurred at PET/CT scan will cause the decline of correctness in results by resulting in inconsistency of Attenuation Correction (AC) and effecting on quantitative evaluation. This study has evaluated the utility of reconstruction method using AC position changing method when having inconsistency of AC depending on the position change of emission scan after transmission scan in obtaining PET/CT 3D image. **Materials and Methods:** We created 1 mL syringe injection space up to ±2, 6, 10 cm toward x and y axis based on central point of polystyrene (20×20110 cm) into GE Discovery STE16 equipment. After projection of syringe with ^{18}F-FDG 5 kBq/mL, made an emission by changing the position and obtained the image by using AC depending on the position change. Reconstruction method is an iteration reconstruction method and is applied two times of iteration and 20 of subset, and for every emission data, decay correction depending on time pass is applied. Also, after setting ROI to the position of syringe, compared %Difference (%D) at each position to radioactivity concentrations (kBq/mL) and central point. **Results:** Radioactivity concentrations of central point of emission scan is 2.30 kBq/mL and is indicated as 1.95, 1.82 and 1.75 kBq/mL, relatively for +x axis, as 2.07, 1.75 and 1.65 kBq/mL for -x axis, as 2.07, 1.87 and 1.90 kBq/mL for +y axis and as 2.17, 1.85 and 1.67 kBq/mL for -y axis. Also, %D is yield as 15, 20, 23% for +x axis, as 9, 23, 28% for -x axis, as 12, 21, 20% for +y axis and as 8, 22, 29% for -y axis. When using AC position changing method, it is indicated as 2.00, 1.95 and 1.80 kBq/mL, relatively for +x axis, as 2.25, 2.15 and 1.90 kBq/mL for -x axis, as 2.07, 1.90 and 1.90 kBq/mL for +y axis, and as 2.10, 2.02, and 1.72 kBq/mL for -y axis. Also, %D is yield as 13, 15, 21% for +x axis, as 2, 6, 17% for -x axis, as 9, 17, 17% for +y axis, and as 8, 12, 25% for -y axis. **Conclusion:** When in inconsistency of AC, radioactivity concentrations for using AC position changing method increased average of 0.14, 0.03 kBq/mL at x, y axis and %D was improved 6.1, 4.2%. Also, it is indicated that the more far from the central point and the further position from the central point under the features that spatial resolution is lowered, the higher in lowering of radioactivity concentrations. However, since in actual clinic, attenuation degree increases more, it is considered that when in inconsistency, such tolerance will be increased. Therefore, at the lesion of the part where AC is not inconsistent, the tolerance of radioactivity concentrations will be reduced by applying AC position changing method. **(Korean J Nucl Med Technol 2010;14(2):172-176)**

Key Words : Attenuation correction, reconstruction, radio activity concentrations, %Difference

서 론

양전자단층촬영(Positron Emission Tomography: PET)은 각종 생화학적 물질의 생체 내 분포를 영상화하여 인체 내의 생리적 지표들을 정량적으로 측정할 수 있어 생화학 또는 병리 현상의 규명과 질병 진단, 치료 후 예후 판정, 치료 계획

• Received: August 31, 2010. Accepted: September 20, 2010.
• Corresponding author: Gun Chul Hong
Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center,
Irwon-dong, Kangnam-gu, Seoul, 135-170, Korea
Tel: +82-2-3410-6286, Fax: +82-2-3410-6284
E-mail: gunchul.hong@samsung.com

등에 유용하게 이용되고 있으며, 그 중요성에 대한 인식이 최근에 매우 높아지고 있다.[1] 과거 방사능 선원으로 감쇠보정과 해부학적 지표를 찾았으나 현재는 CT (Computed Tomography)와 융합하여 PET/CT로 주로 사용되고 있다.[2] 이때 감쇠보정이란 체내에서 감마선 흡수의 불균일성을 보정하기 위한 방법이다.[3,4] 그러나 비교적 검사시간이 긴 PET/CT 검사에서 환자의 움직임은 감쇠보정 불일치를 초래하여 정량평가 값이 저평가 되는 현상을 일으킬 수 있다.

본 논문에서는 PET/CT 3D 영상획득에서 동일한 위치에서의 투과촬영 후 방출촬영의 위치를 변화하여 감쇠보정 불일치를 발생하여 정량평가 하고 그에 관한 보정법으로 감쇠보정 위치변화 방법을 이용한 영상재구성법의 유용성에 관하여 평가하였다.

실험재료 및 방법

1. 실험재료

실험에 사용된 장비는 PET/CT GE Discovery-STE16 장비(GE Healthcare, Milwaukee, USA)이며(Fig. 1), 이 장비는 공간분해능 5.1 mm, 감도는 8.5 cps/KBq, 표시야는 50 cm이다. 그리고 실험에 사용된 스티로폼 모형은 20×20×10 cm로 되어 있으며 직경이 1 cm 구멍이 중심점을 기준으로 2 cm 간격으로 x축과 y축 방향으로 각 10개 씩 +10, +8, +6, +4, +2, 0, -2, -4, -6, -8, -10으로 총 21개로 구성되었다(Fig. 2).

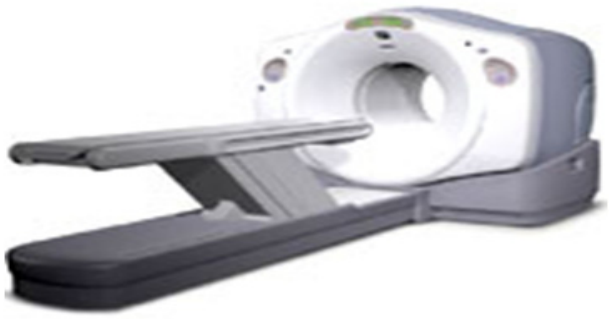

Fig. 1. PET/CT scanner GE Discovery STE16.

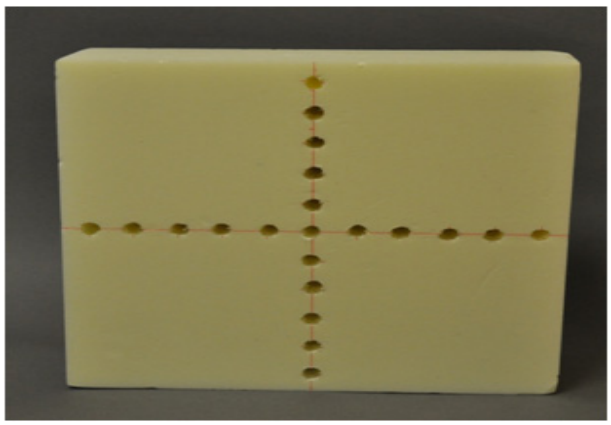

Fig. 2. Polystyrene phantom.

2. 실험방법

준비된 방사성동위원소 ^{18}F-FDG 5 kBq/mL (0.13 μCi)를 1 mL주사기에 삽입한 후 스티로폼 모형의 중심점에 위치시키고 CT를 이용하여 투과촬영 후 감쇠보정 값을 산출한다(Fig. 3). 이 후 x축과 y축 방향으로 주사기의 위치를 이동하여 변화를 주어 2분 30초 씩 방출영상을 획득한다. 이렇게 하여 얻은 방출영상 데이터는 두 가지의 재구성법을 적용하여 비교하였다. 공통적으로 적용한 재구성 요인은 매트릭스 크기 128×128, Z-축 표준 필터, 반복재구성법의 반복횟수 2회, 부분집합수 20, 표시야는 50 cm, 후 필터는 4.29 반치폭으로 설정하였다. 이후 두 가지 방법을 사용하여 재구성하였다. 먼저 감쇠보정 위치변화 방법을 적용하지 않고 재구성하였으며 다음으로 감쇠보정 불일치 거리에 따른 위치변화 방법을 적용하여 재구성하였다. 이렇게 하여 얻어진 영상에 각각의 주사기 위치에 관심영역을 설정하여 방사능 농도값(kBq/mL)을 측정하고 그에 따른 백분율 오차(%)를 비교 분석하였다.

결 과

1. 감쇠보정 위치 변화 방법을 적용하지 않은 방사능 농도 값

x축과 방향에서 기준 방사능 농도 값이 2.30 kBq/mL로

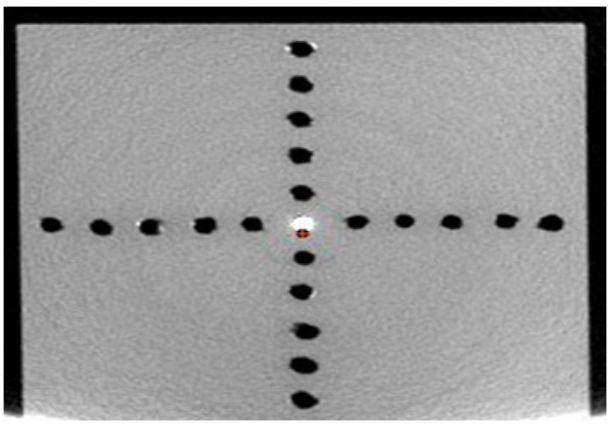

Fig. 3. CT AC standard Image.

나타났으나 +10, +8, +6, +4 +2, -2, -4, -6, -8, -10 cm의 위치에서 값은 1.65, 1.75, 1.75, 1.98, 2.08, 1.95, 2.03, 1.83, 1.80, 1.75 kBq/mL로 나타났다(Table 1). 중심점에서 원위부로 갈수록 방사능 농도 값의 차이가 크게 나타났다. y축 방향에서는 기준 방사능 농도 값이 2.38로 나타났으나 +10, +8, +6, +4 +2, -2, -4, -6, -8, -10의 값은 1.68, 1.80, 1.85, 2.08, 2.18, 2.08, 1.95, 1.88, 1.75, 1.90 kBq/mL로 측정되었다(Fig. 4).

2. 감쇠보정 위치 변화 방법을 적용한 방사능 농도 값

x축과 방향에서 기준 방사능 농도 값이 2.30 kBq/mL로

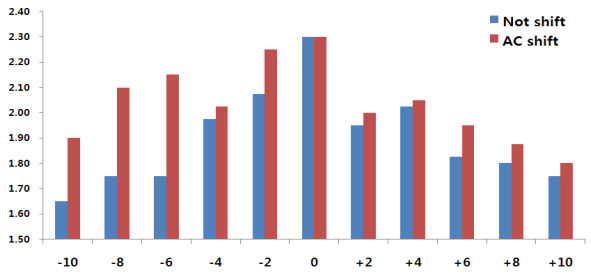

Fig. 4. Variation of radio activity concentrations according to use a AC shift method by changing the position in x-axis.

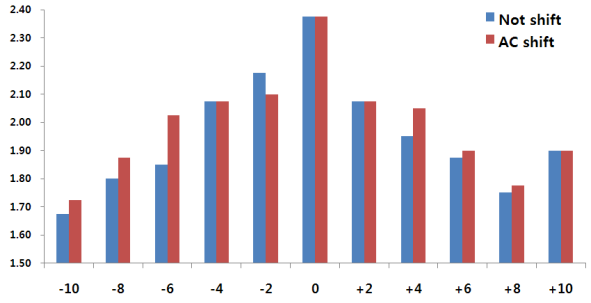

Fig. 5. Variation of radio activity concentrations according to use a AC shift method by changing the position in y-axis.

나타났으나 +10, +8, +6, +4 +2, -2, -4, -6, -8, -10 cm의 값은 1.90, 2.10, 2.15, 2.03, 2.25, 2.00, 2.05, 1.95, 1.88, 1.80 kBq/mL로 나타났다(Table 1). 중심점에서 원위부로 갈수록 방사능 농도 값의 차이가 크게 나타났다. y축 방향에서는 기준 방사능 농도 값이 2.38 kBq/mL로 나타났으나 +10, +8, +6, +4 +2, -2, -4, -6, -8, -10 cm의 값은 1.73, 1.88, 2.03, 2.76, 2.10, 2.08, 2.05, 1.90, 1.76, 1.90 kBq/mL로 측정되었다(Fig. 5).

3. 기준 방사능 농도 값으로 산출한 백분율 오차

x축과 y축 방향의 기준 방사능 농도 값을 기준으로 백분

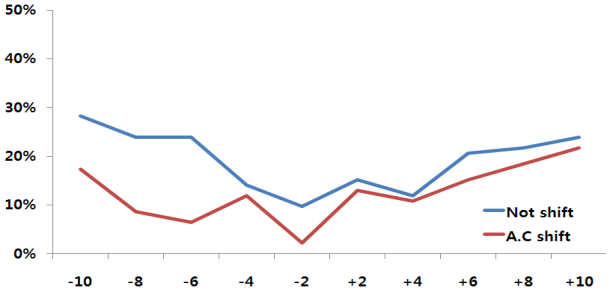

Fig. 6. Variation of percent difference according to use a AC shift method by changing the position in x-axis.

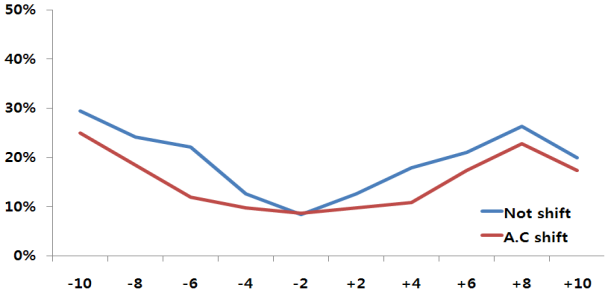

Fig. 7. Variation of percent difference according to use a AC shift method by changing the position in y-axis.

Table 1. Variation of radio activity (kBq/mL) concentrations by changing the position

		+10	+8	+6	+4	+2	0	-2	-4	-6	-8	-10
X-axis	Not Shift	1.65	1.75	1.75	1.98	2.08	2.30	1.95	2.03	1.83	1.80	1.75
	A.C Shift	1.90	2.10	2.15	2.03	2.25	2.30	2.00	2.05	1.95	1.88	1.80
Y-axis	Not Shift	1.68	1.80	1.85	2.08	2.18	2.38	2.08	1.95	1.88	1.75	1.90
	A.C Shift	1.73	1.88	2.03	2.08	2.10	2.38	2.08	2.05	1.90	1.78	1.90

Table 2. Variation of percent difference (%) by changing the position

		+10	+8	+6	+4	+2	-2	-4	-6	-8	-10
X-axis	Not Shift	-28.3	-23.9	-23.9	-14.1	-9.8	-15.2	-12	-20.7	-21.7	-23.9
	A.C Shift	-17.4	-8.7	-6.5	-12	-2.2	-13	-10.9	-15.2	-18.5	-21.7
Y-axis	Not Shift	-29.5	-24.2	-22.1	-12.6	-8.4	-12.6	-17.9	-21.1	-26.3	-20
	A.C Shift	-25	-18.5	-12	-9.8	-8.7	-9.8	-10.9	-17.4	-22.8	-17.4

율 오차 값을 산출한 결과(Table 2), x축 +10, +6, +2, -2, -6, -10 cm의 위치에서의 값은 감쇠보정을 하지 않은 경우 23.3, 23.9, 9.8, 15.2, 20.7, 23.9%의 차이를 나타났으며 감쇠보정 변화방법을 적용한 경우 17.4, 6.5, 2.2, 13, 15.2, 21.7%로 차이가 감소된 것으로 나타났다(Fig. 6). y축 +10, +6, +2, -2, -6, -10 cm의 위치에서 값은 감쇠보정을 하지 않은 경우 29.5, 22.1, 8.4, 12.6, 21.1, 20%의 차이를 나타났으며 감쇠보정 변화방법을 적용한 경우 25, 12, 8.7, 9.8, 17.4, 17.4%로 차이가 감소된 것으로 나타났다(Fig. 7).

고 찰

실험의 제한 사항으로는 직경이 작은 주사기를 사용하여 발생하는 부분용적효과[5]를 고려하지 않았고 모형의 특성상 20 cm로 제한된 길이에서의 결과 값이라는 한계점이 있었다. 그러나 감쇠보정이 일치 하지 않았을 경우 감쇠보정 위치변화 방법을 사용하였을 경우 그렇지 않은 경우보다 더 기준 값에 가까운 측정값이 나타나는 것을 알 수 있었다. 그리고 본 논문에서 실험에 사용한 장비 고유의 분해능에 따른 조건일 수 있으므로 각 병원에 장비에 맞는 다양한 실험과 연구가 필요하다.

결 론

먼저 감쇠보정과 방출영상의 위치가 일치하지 않았을 경우 감쇠보정 위치변화 방법을 사용한 경우가 사용하지 않았을 경우보다 x축에서 방사능 농도 값이 평균 0.14, y축에서 평균 0.03 kBq/mL으로 기준 값에 비교하여 향상되어 나타났다. 이를 백분율 오차로 산출하여 보았을 경우 x축에서 6.1%, y축에서 4.2% 증가하여 나타났다. 이는 감쇠보정 불일치에 따른 정량분석의 저평가 시 감쇠보정 변화 방법을 적용할 경우 문제점을 감소시킬 수 있다는 것을 알 수 있다. 특히 중심점으로부터 멀어질수록 불일치에 따른 정량평가 저하의 정도가 커지게 되며, 마찬가지로 보상 정도도 커짐을 알 수 있다. 또한 이러한 정량평가의 저하현상은 감약 정도에 의해서도 영향을 받을 수 있는데, 이는 매질에 따른 감약 정도가 모형실험에서보다 큰 감약차를 보이는 실제 임상에서 보다 유용할 것이다.

요 약

PET/CT 검사에서 발생하는 환자의 움직임은 감쇠보정의 불일치를 초래하여 정량평가에 영향을 주게 되어 결과의 정확도를 저하시키게 된다. 본 연구에서는 PET/CT 3D 영상촬영에서 투과촬영 후 방출촬영의 위치변화에 따른 감쇠보정 불일치 시 감쇠보정 위치 변화 방법을 이용한 영상재구성법의 유용성에 대하여 평가하였다.

GE Discovery STE16 장비에 스티로폼(20×20×10 cm)의 중심점을 기준으로 x, y축 방향으로 ±2, 6, 10 cm까지 1 mL 주사기 삽입 공간을 제작하였다. ^{18}F-FDG 5 kBq/mL의 주사기를 중심점에서 투과촬영한 후 위치를 변화하여 방출촬영하고 위치 변화에 따른 감쇠보정 방법을 사용하여 영상을 얻었다. 재구성 방법은 반복영상 재구성법으로 반복횟수 2회, 부분집합 수 20을 적용하였으며 모든 방출촬영 데이터는 시간경과에 따른 붕괴보정을 적용하였다. 또한 주사기 위치에 관심영역을 설정한 후 방사능 값(kBq/mL)과 중심점에 대한 각 위치에서의 백분율 오차를 비교하였다.

방출영상의 중심점의 방사능 값은 2.30 kBq/mL이며, +x축 1.95, 1.82, 1.75 kBq/mL, -x축 2.07, 1.75, 1.65 kBq/mL, +y축 2.07, 1.87, 1.90 kBq/mL, -y축 2.17, 1.85, 1.67 kBq/mL로 나타났고, 백분율 오차는 +x축 15, 20, 23%, -x축 9, 23, 28%, +y축 12, 21, 20%, -y축 8, 22, 29%로 산출 되었다. 그리고 방출영상에서 감쇠보정 위치변화 방법을 사용 하였을 경우 +x축 2.00, 1.95, 1.80 kBq/mL, -x축 2.25, 2.15, 1.90 kBq/mL, +y축 2.07, 1.90, 1.90 kBq/mL, -y축 2.10, 2.02, 1.72 kBq/mL로 나타났으며, 백분율 오차는 +x축 13, 15, 21%, -x축 2, 6, 17%, +y축 9, 17, 17%, -y축 8, 12, 25%로 산출 되었다.

감쇠보정 불일치 시 감쇠보정 위치변화 방법을 사용한 경우의 방사능 농도 값은 x, y축에서 평균 0.14, 0.03 kBq/mL 증가 하였고, 백분율 오차는 6.1, 4.2% 향상되었다. 또한 중심으로부터 멀어질수록 공간분해능이 저하되는 특성상 중심에서 먼 위치일수록 방사능 값의 저하현상은 커짐을 알 수 있었다. 그러나 실제 임상에서는 감약 정도가 더 커지기 때문에 이러한 불일치 시 그 오차는 더 클 것으로 사료된다. 따라서 감쇠보정이 일치하지 않는 부분의 병변에서는 감쇠보정 위치변화 방법을 적용하여 방사능 값의 오차를 감소시킬 수 있을 것이다.

REFERENCES

1. 고창순. 핵의학 제3판. ***고려의학*** 2008;81
2. Medhat MO, Christian C, Yuji N, Richard LW. Respiratory motion artifacts on PET emission images obtained using CT attenuation correction on PET/CT. ***Eur Jour Nuc Med*** 2003; 30:603

3. 김영설, 김덕윤. PET의 달인 되기. *군자 출판사* 2007;21
4. P. E. Kinahan, D.W Townsend, T Beyer, D. sashin. Attenuation correction for combined 3D PET/CT scanner. ***Medical Physics*** 1998;25:2046
5. Boon-Keng Teo, Youngho Seo, Stephen L. Bacharach. Partial-Volume Correction in PET: Validation of an Iterative Post re-construction Method with Phantom and Patient Data. ***JNM*** 2007;48:802-4