

GEMINI PET/CT의 X-ray CT, ^{137}Cs 기반 511 keV 광자 감쇠계수의 정량적 차이

서울대학교 의과대학 핵의학교실¹, 진단방사선과학교실², 방사선응용생명과학 협동과정³
김진수^{1,3} · 이재성^{1,3} · 이동수^{1,3} · 박은경¹ · 김중효^{2,3} · 김재일¹ · 이홍재¹ · 정준기^{1,3} · 이명철^{1,3}

Quantitative Differences between X-Ray CT-Based and ^{137}Cs -Based Attenuation Correction in Philips Gemini PET/CT

Jin Su Kim, M.S.^{1,3}, Jae Sung Lee, Ph.D.^{1,3}, Dong Soo Lee, M.D.^{1,3}, Eun Kyung Park, M.D.¹,
Jong Hyo Kim, Ph.D.^{2,3}, Jae Il Kim, B.S.¹, Hong Jae Lee, B.S.¹, June-Key Chung, M.D.^{1,3},
and Myung Chul Lee, M.D.^{1,3}

Departments of Nuclear Medicine¹ and Radiology² and Interdisciplinary Program in Radiation Applied Life Science
Major³, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

Purpose: There are differences between Standard Uptake Value (SUV) of CT attenuation corrected PET and that of ^{137}Cs . Since various causes lead to difference of SUV, it is important to know what is the cause of these difference. Since only the X-ray CT and ^{137}Cs transmission data are used for the attenuation correction, in Philips GEMINI PET/CT scanner, proper transformation of these data into usable attenuation coefficients for 511 keV photon has to be ascertained. The aim of this study was to evaluate the accuracy in the CT measurement and compare the CT and ^{137}Cs -based attenuation correction in this scanner. **Methods:** For all the experiments, CT was set to 40 keV (120 kVp) and 50 mAs. To evaluate the accuracy of the CT measurement, CT performance phantom was scanned and Hounsfield units (HU) for those regions were compared to the true values. For the comparison of CT and ^{137}Cs -based attenuation corrections, transmission scans of the elliptical lung-spine-body phantom and electron density CT phantom composed of various components, such as water, bone, brain and adipose, were performed using CT and ^{137}Cs . Transformed attenuation coefficients from these data were compared to each other and true 511 keV attenuation coefficient acquired using ^{60}Ge and ECAT EXACT 47 scanner. In addition, CT and ^{137}Cs -derived attenuation coefficients and SUV values for ^{18}F -FDG measured from the regions with normal and pathological uptake in patients' data were also compared. **Results:** HU of all the regions in CT performance phantom measured using GEMINI PET/CT were equivalent to the known true values. CT based attenuation coefficients were lower than those of ^{60}Ge about 10% in bony region of NEMA ECT phantom. Attenuation coefficients derived from ^{137}Cs data was slightly higher than those from CT data also in the images of electron density CT phantom and patients' body with electron density. However, the SUV values in attenuation corrected images using ^{137}Cs were lower than images corrected using CT. Percent difference between SUV values was about 15%. **Conclusion:** Although the HU measured using this scanner was accurate, accuracy in the conversion from CT data into the 511 keV attenuation coefficients was limited in the bony region. Discrepancy in the transformed attenuation coefficients and SUV values between CT and ^{137}Cs -based data shown in this study suggests that further optimization of various parameters in data acquisition and processing would be necessary for this scanner. (Korean J Nucl Med 39(3):182-190, 2005)

Key Words: attenuation coefficient, PET/CT, SUV

• Received: 2005. 4. 17. • Accepted: 2005. 6. 8.
• Address for reprints: Jae Sung Lee, Ph.D., Department of Nuclear
Medicine, Seoul National University College of Medicine, #28
Yeongeong-dong, Jangno-gu, Seoul 110-799, Korea
Tel: 82-2-2072-2938, Fax: 82-2-745-7690.
E-mail: jaes@snu.ac.kr

* 본 연구는 과학기술부 및 한국과학기술기획평가원의 지원을 받
아 2005년도 원자력연구개발 중장기계획사업(의료영상물리 및
표준화기술: 물리적 왜곡 보정을 통한 정량적 PET, SPECT 영상분
석기술 연구)을 통해 수행되었음.

서 론

CT기반 감쇠보정 영상의 표준섭취계수(Standard Uptake Value: SUV)가 ^{137}Cs 기반 감쇠보정 영상의 SUV보다 높은 사실이 알려져 있다.¹⁾ 재구성된 영상에서 SUV는 최종 결과에서 측정된 값이므로 이러한 오차가 발생한 원인이 영상재구성 단계에서 생긴 것인지, 감쇠지도 획득 및 구성단계에서 생긴 오차인지 밝히는 것이 중요하다. 이 연구에서는 이러한

Table 1. Specifications of Philips GEMINI PET/CT Scanner

Description	Type or Dimension
<i>PET subsystem</i>	
Crystal material	GSO
Number of rings	29
Ring diameter (mm)	820
Patient port (mm)	560
Crystal number	28 flat modules of a 22×29 array
PMTs number	420
Crystal size (mm ³)	4×6×20
Coincidence window (ns)	8
Acquisition mode	3D only
Transaxial FOV (mm)	576(whole body)/256(brain)
Axial FOV (mm)	180
Slice thickness (mm)	2(brain)/4(whole body)
Transmission source	^{137}Cs
<i>CT subsystem</i>	
Gantry aperture (mm)	700
Variable scan speed	0.75 sec/rotation
Anode heat storage capacity (MHU)	6.5
Minimum slice thickness (mm)	1
Helical reconstruction time (sec)	1

SUV의 차이의 원인을 밝히기 위하여 가장 기본적인 단계인 감쇠계수 변환단계에서 각각의 감쇠계수 값들이 정확하게 변환되었는지 알아보았다. 감쇠 계수가 정확하게 변환되었는지 여부를 알아보는 것은 다음과 같은 이유 때문이다.

감쇠계수(μ)란 광자(photon)가 물질을 투과하면서 단위 길이의 매질과 광전효과(photoelectric effect) 혹은 콤프턴 산란(compton scattering) 등의 반응을 일으킬 확률을 표시한 것이다. 감쇠계수는 광자의 에너지에 반비례하고 물질의 원자번호와 전자밀도에 비례하므로 에너지가 작을수록 많은 광자가 감쇠되는데 뼈와 같이 원자번호와 전자밀도가 낮은 물질은 광자가 감쇠되는 정도가 작아서 많은 양의 광자가 투과되고 뼈와 같이 원자번호와 전자밀도가 큰 물질은 광자의 감쇠되는 정도가 커서 적은 양의 광자가 투과된다.²⁾ 이러한 물리적 현상은 에너지 영역에 따라 그 영향이 달라지는데 50 keV 이하의 에너지 영역에서 광전효과, 30~130 keV의 에너지 영역에서는 광전효과와 콤프턴 산란효과, 200~1000 keV 영역에서는 콤프턴 산란이 지배적이다.

한편 Philips GEMINI PET/CT는 X-ray CT(평균에너지 40 keV), ^{137}Cs 선원(662 keV)을 이용하여 투과 영상을 얻는데 광자의 에너지가 40~140 keV인 X-ray CT는 광전효과와 콤프턴 산란의 영향을 모두 고려하여야 하지만 에너지가 511 keV인 PET은 주로 콤프턴 산란만 고려하면 된다.^{3,4)} 이때, X-ray CT 투과영상은 빠른 시간 안에 잡음이 적은 영상을 얻을 수 있고, ^{68}Ge 혹은 ^{137}Cs 선원보다 훨씬 광자량(photon flux)이 크기 때문에 방사성의약품을 체내에 주입한 후에도 방출선원에 의한 영향이 거의 없는 투과영상을 얻을 수 있다는 장점이 있지만 광자의 에너지 차이만큼 감쇠계

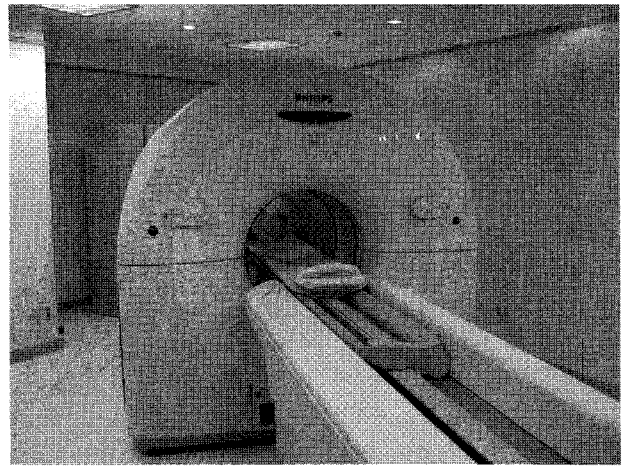


Fig. 1 GEMINI PET/CT scanner.

수를 변환해 주어야 하는 복잡한 과정이 필요하다. 원자번호와 전자밀도가 큰 뼈 영역에서는 광전효과에 의한 영향이 원자번호와 전자밀도가 낮은 연조직, 뇌 등의 뼈를 제외한 다른 영역보다 크기 때문에 단순한 선형관계 변환을 사용하지 않고 bilinear 방법 혹은 hybrid 방법을 사용하여 감쇠계수를 변환한다.⁴⁻⁶⁾ 반면 ^{137}Cs 은 662 keV의 에너지를 갖는데 이 에너지 대역에서는 511 keV PET 감마선 에너지 대역과 마찬가지로 콤프턴 산란이 지배적인 현상이기 때문에 단순한 비례관계를 이용하여 감쇠계수를 변환한다.⁷⁾

이러한 감쇠계수 변환 방법의 차이 때문에 X-ray CT 및 ^{137}Cs 투과영상에서 얻은 감쇠계수가 511 keV 에너지에 해당하는 감쇠계수로 정확하게 변환되었는지 평가하는 것이 재구성된 영상에서 SUV의 오차 원인을 밝히기 위하여 선형

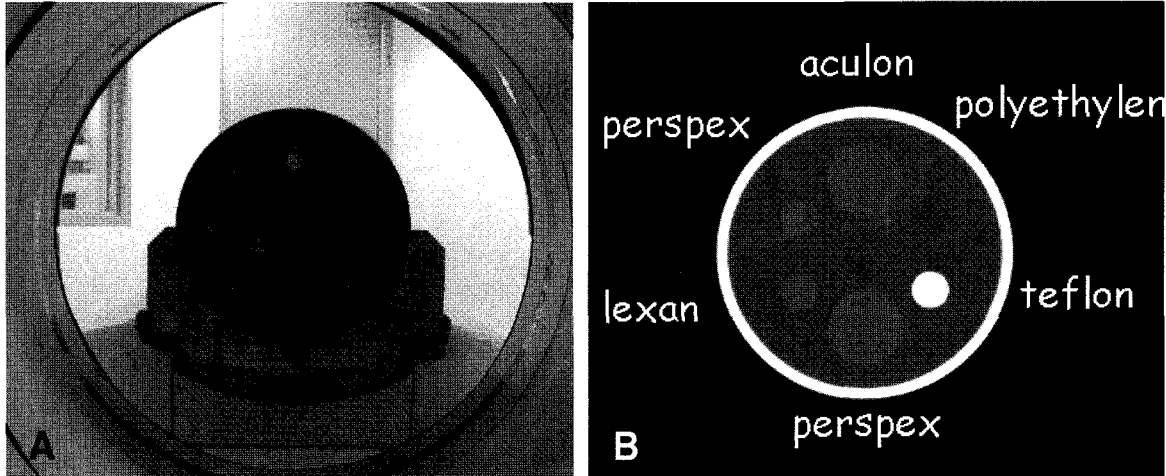


Fig. 2. (A) System performance phantom composed of aculon, perspex, lexan, teflon, polyethylene. (B) CT image of the system performance phantom

되어야 할 중요한 연구라 할 수 있다. 이 연구에서는 각각의 감쇠지도의 감쇠계수를 측정하고 추가적으로 ¹⁸F-FDG PET 영상의 SUV를 측정하여 비교하였다.

대상 및 방법

GEMINI PET/CT (Philips medical systems, Andover, MA, USA) 스캐너는 X-ray CT (평균 40 keV)와 ¹³⁷Cs (662 keV) 선원을 이용하여 감쇠보정을 하는데 각각의 감쇠계수는 GEMINI PET/CT 내부에 장착된 감쇠계수 변환 알고리즘에 의하여 511 keV 광자에 해당하는 감쇠계수로 자동으로 변환된다. 이 연구에서는 변환된 감쇠지도에 관심영역을 그려 감쇠계수가 정확하게 변환하였는지 측정하였다. 이 실험에서 사용한 CT 에너지는 120 kVp, 50 mAs인데 CT 에너지 120 kVp를 평균 에너지로 계산하였을 때 평균 40 keV로 계산되므로 이 실험에서 CT 에너지는 40 keV라 기술하였다.

1. GEMINI PET/CT 스캐너

GEMINI PET/CT는 ALLEGRO PET과 MX8000 D multi-slice CT를 결합한 3D 전용 PET/CT 스캐너(Fig. 1)로서 기본 사양은 Table 1과 같다. 스캐너의 중심에서 1 cm 벗어난 지점에서 횡축방향, 축방향 공간분해능은 5.3, 6.5 mm 이고 감쇠매질이 없는 이상적인 상황에서의 민감도는 횡단면의 중심에서 3,620 counts/sec/MBq이다.⁸⁾ GEMINI PET/CT 스캐너는 ¹³⁷Cs 선원(662 keV, 20 mCi) 혹은 X-ray CT영상을 사용하여 투과영상을 얻고 영상재구성은 3D Row Action Maximum Likelihood Algorithm (RAMLA)⁹⁾와 여과

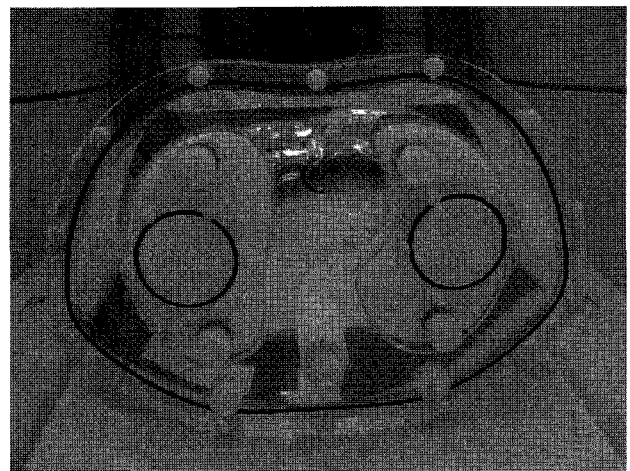


Fig. 3. NEMA ECT elliptical phantom composed of lung, soft tissue, and spine equivalent material.

후역투사방법(filtered back projection), OSEM 등을 사용하는데 이 연구에서는 여과후역투사방법을 사용하여 영상을 재구성하였다.

2. CT의 정확성 측정

CT 시스템 평가 팬텀(Marconi Medical Systems, Cleveland, Ohio, USA)(Fig. 2)을 사용하여 GEMINI PET/CT에서 얻은 CT의 감쇠계수가 정확한지 평가하였다. 이 팬텀은 물, 아쿨론, 폴리에틸렌, 테플론, 퍼스펙스, 렉산 등 서로 다른 전자밀도를 갖는 물질로 구성되어 CT HU의 정확성을 평가할 수 있다. CT 시스템 측정 팬텀의 CT영상을 얻은 후 CT영상에서 각각의 영역에 관심영역을 그리고 HU를 측정하였다.

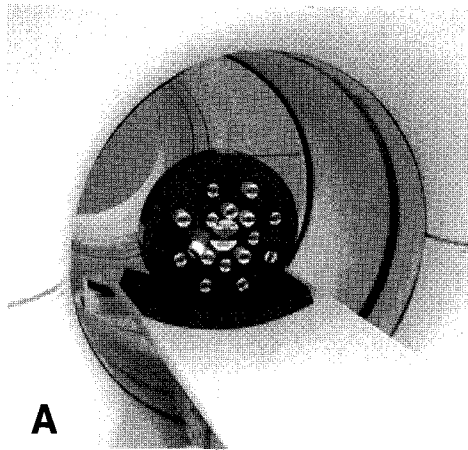
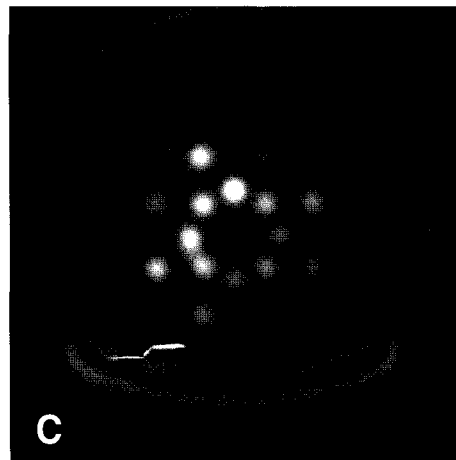
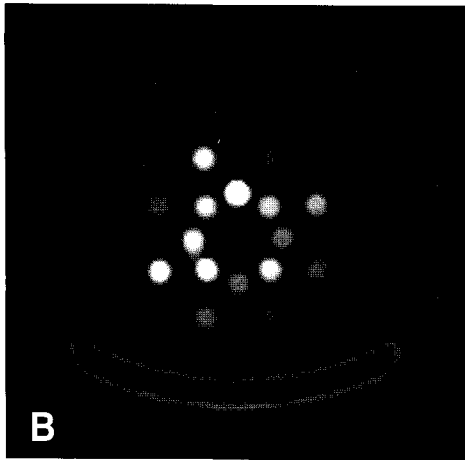


Fig. 4. (A) Gammex 467 electron density CT phantom composed of various electron density such as bone, adipose, water, lung, and breast. (B) CT attenuation map of Gammex 467 electron density CT phantom. (C) ^{137}Cs attenuation map of Gammex 467 electron density CT phantom.



3. 감쇠계수 변환의 정확성 측정

NEMA 타원형 ECT 팬텀(Fig. 3)을 사용하여 X-ray CT로 얻은 투과영상으로부터 변환하여 얻은 감쇠계수($\mu_{(40-511)}$)와 ^{137}Cs 로 얻은 투과영상으로부터 변환하여 얻은 감쇠계수($\mu_{(662-511)}$)가 511 keV에너지에 대한 PET 감쇠계수(μ_{511})로 정확하게 변환이 되었는지 평가하였다. NEMA 타원형 ECT 팬텀(Data Spectrum Corp., Chapel Hill, NC., USA)은 폐, 뼈, 연조직에 해당하는 물질로 구성되어 있다. 그런데 Philips GEMINI PET/CT에서 CT 및 ^{137}Cs 선원을 이용하여 얻은 감쇠지도는 모두 변환된 감쇠계수 값을 가지므로 ^{68}Ge (511 keV) 선원을 장착한 Siemens ECAT EXACT 47 스캐너에서 얻은 감쇠계수 값을 기준으로 CT, ^{137}Cs 선원 투과영상에서 얻은 $\mu_{(40-511)}$ 와 $\mu_{(662-511)}$ 를 평가하였다. Philips GEMINI PET/CT에서 얻은 X-ray CT, ^{137}Cs 감쇠지도와 Siemens ECAT EXACT 47 (Siemens Medical Solutions, Malvern, PA, U.S.A.)스캐너에서 얻은 ^{68}Ge 감쇠지도를 SPM99 (Statistical Parametric Mapping 99; Institute of Neurology, University College of London)를 이용하여 영상 정합하여 폐, 뼈, 연조직 등 각각의 영역의 동일한 위치에 관

심영역을 그렸다. 이 때 관심영역은 부분체적효과의 영향을 받지 않을 만큼 충분한 크기를 갖고 5장 이상의 서로 다른 횡단면(반경 3 cm 이상, 횡단면 간격 3 mm)에 그려 모든 관심영역 내에서 감쇠계수의 평균을 구하였다.

NEMA ECT 타원형 팬텀은 3가지 구성물질에 대해서만 감쇠계수를 측정할 수 있으므로 보다 다양한 전자밀도에 대한 감쇠계수 변환을 평가하기 위하여 Gammex 467 electron density CT팬텀(Gammex RMI, Middletown, WI, U.S.A.) (Fig. 4)을 사용하여 HU와 감쇠계수를 평가하였다. 이 팬텀은 폐, 지방, 물, 뇌, 간에 해당하는 구성물과 HU 값이 각각 300, 1000인 뼈 구성물 등 다양한 전자 밀도 값을 갖는 물질로 구성되어 있어 각각의 영역에 대하여 감쇠 계수가 정확하게 변환되는지 평가할 수 있다. NEMA ECT 타원형 팬텀 실험과 동일한 과정을 반복하여 관심영역 분석을 하였는데 관심영역은 공간분해능과 영상의 질이 좋은 CT 감쇠지도에 그렸으며 각 구조물에 대한 각각의 관심 영역은 동일한 크기의 5장 이상의 서로 다른 횡단면에 각 구성물을 벗어나지 않는 한도 안에서 최대의 크기를 갖도록 하였다.

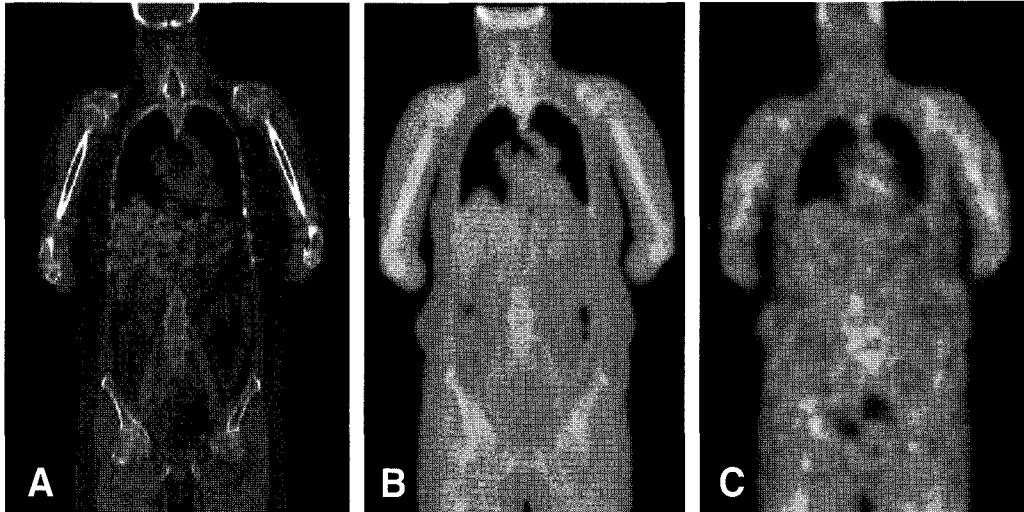


Fig. 5. (A) CT image, (B) CT attenuation map, and (C) ¹³⁷Cs attenuation map of a patient.

4. 감쇠계수 변환 평가와 SUV 측정: 임상실험

정상인의 PET/CT 영상(Fig. 5)에서 먼저 X-ray CT의 HU를 측정하고 간, 연조직, 뼈, 폐 등에 관심영역을 그려 $\mu_{(40-511)}$ 와 $\mu_{(662-511)}$ 를 측정하였다. 감쇠계수의 차이가 영상을 재구성하였을 때 어떤 영향을 미치는지 평가하기 위하여 감쇠계수를 측정한 동일한 영역에서 SUV 평균값을 측정한다 다음 X-ray CT 감쇠지도로 재구성한(CTAC) PET 영상과 ¹³⁷Cs 감쇠지도로 재구성한 (CsAC) PET 영상 각각의 관심영역에 대하여 백분율 SUV 차이“ $((CTAC-CsAC)/CsAC) \times 100$ ”을 구하였다.

병변에서 CTAC와 CsAC에서의 최고 SUV를 비교하기 위하여 30명의 다양한 악성 종양 환자(남 14, 여 16, 나이:53 ±12)를 대상으로 유방암, 췌장암, 간전이, 폐전이, 전이성 경부 림프절, 전이성 종격동 림프절, 전이성 복부 림프절 등의 병변을 대상으로 핵의학영상전문가가 관심영역을 그리고 최고 SUV를 측정하고 평가하였다.

결 과

1. CT의 정확성 측정

CT 영상에서 측정된 물, 에콜론, 폴리에틸렌, 테플론, 퍼스펙스, 렉산 등의 HU값은 각각 5.8, 111.9, -46.8, 919.5, 112.5, 136.9이고, 기준값은 각각 0, 100 -80, 990, 140, 120이며 오차범위가 각 구성물 별로 ±10, 내지 ±50인 것을 고려할 때 GEMINI PET/CT의 HU는 오차 범위 내의 신뢰할 수 있는 값이었다.

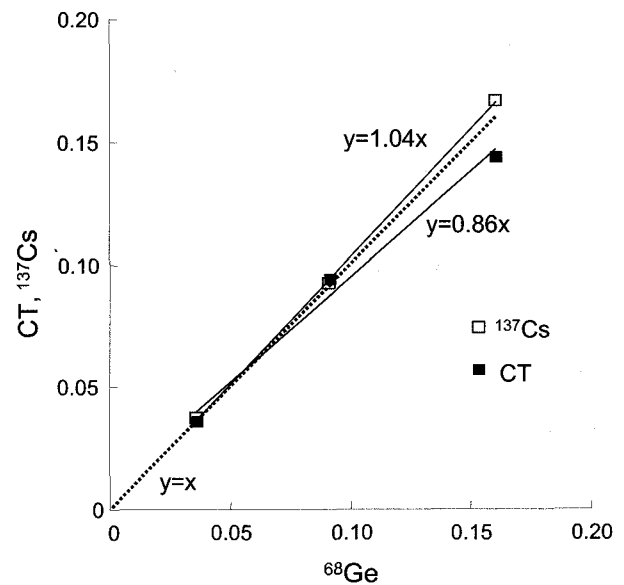


Fig. 6. Scatter plot and regression line between CT(black square) or ¹³⁷Cs(white square) and ⁶⁸Ge attenuation coefficients obtained from NEMA elliptical ECT phantom. Dotted line was reference line (y=x). ¹³⁷Cs attenuation coefficients were compatible with those of ⁶⁸Ge(y=1.04x). However CT attenuation coefficients was lower than those of ⁶⁸Ge with electron density(y=0.86x).

2. 감쇠계수 변환의 정확성 측정

X-Ray CT와 ¹³⁷Cs 선원으로 NEMA 타원형 ECT 팬텀의 $\mu_{(40-511)}$, $\mu_{(662-511)}$ 를 측정한 후 ⁶⁸Ge 선원으로 얻은 μ_{511} 과 비교하였다. μ_{511} 와 $\mu_{(662-511)}$ 사이에 $y=1.04x (R^2=0.99)$ 의 선형성이 있었고, μ_{511} 와 $\mu_{(40-511)}$ 사이에 $y=0.86x (R^2=0.99)$ 의 관계가 있었다(Fig. 6). 이는 원자번호와 전자밀도가 큰 뼈 영역에서 $\mu_{(40-511)}$ 의 감쇠계수가 작음을 의미한다.

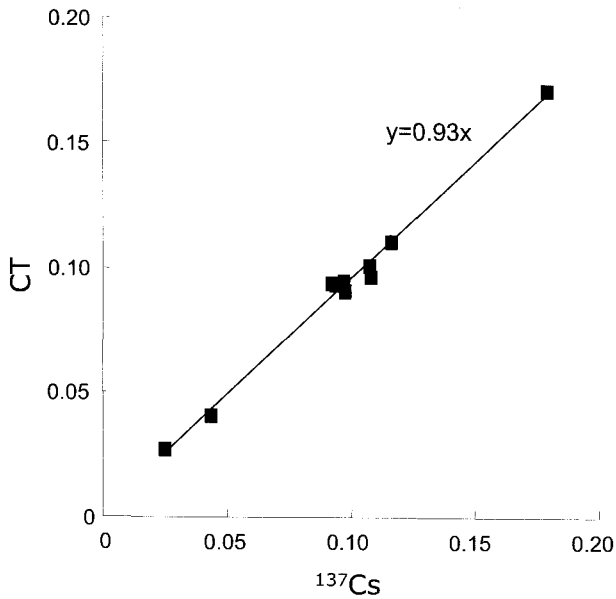


Fig. 7. Scatter plot and regression line between CT and ¹³⁷Cs attenuation coefficients obtained from Gammex 467 electron density CT phantom.

또한 다양한 전자밀도 값을 갖는 Gammex 467 electron density CT 팬텀으로도 X-Ray CT와 ¹³⁷Cs 선원을 이용하여 감쇠계수를 측정하였다. 전자밀도가 큰 영역에서 $\mu_{(40-511)}$ 가 $\mu_{(662-511)}$ 보다 감쇠계수가 작은 경향이 있었다($y=0.93x$, $R^2=0.99$)(Fig. 7).

Fig. 8은 사람의 정상조직에서 $\mu_{(40-511)}$ 와 $\mu_{(662-511)}$ 의 상관관계이다. 원자번호와 전자밀도가 큰 영역에서 $\mu_{(40-511)}$ 이 $\mu_{(662-511)}$ 보다 작았다($p<0.05$).

3. SUV 평가

감쇠계수 변환의 오차가 미치는 영향을 평가하기 CTAC 및 CsAC 영상에서 SUV를 측정하였다. CTAC SUV 값이 CsAC의 값보다 높았으며($p<0.05$)(Fig. 9), CTAC와 CsAC의 백분율 SUV의 차이는 최고 52.7%이었다(Table 2). 병소를 가진 조직에서 CTAC, CsAC의 최고 SUV를 측정하였더니 정상 조직과 마찬가지로 CTAC의 최고 SUV 값이 CsAC의 값보다 높았다($p<0.05$)(Fig. 10).

고 찰

이 연구에서는 PET/CT의 감쇠계수 변환을 평가하였다. PET 감쇠지도는 영상재구성에 영향을 미치므로 감쇠계수 변환이 정확하게 이루어졌는지 평가하는 것이 재구성된 영상을 해석하는데 중요하다. GEMINI PET/CT는 X-ray CT와 ¹³⁷Cs 선원을 이용하여 감쇠지도를 얻는데 이들의 에너지

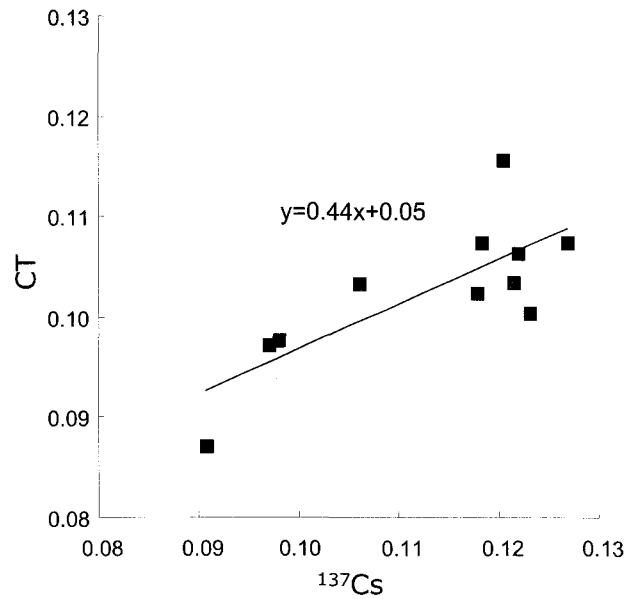


Fig. 8. Scatter plot and regression line between CT and ¹³⁷Cs attenuation coefficients obtained from the normal regions.

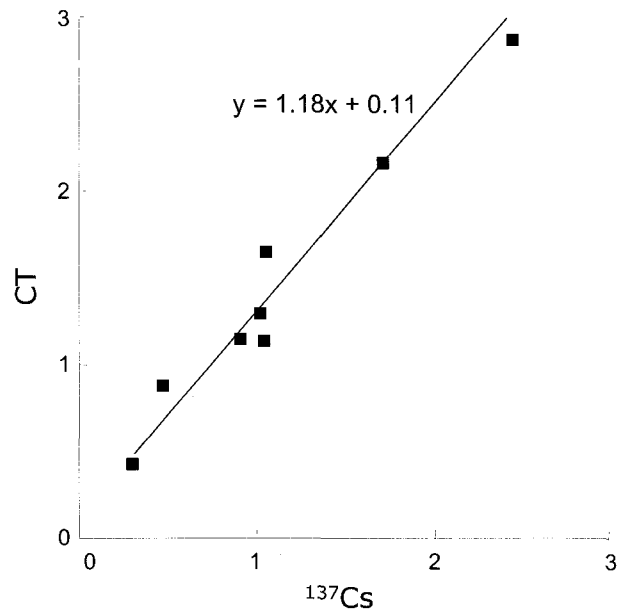


Fig. 9. Scatter plot and regression line between CT and ¹³⁷Cs corrected PET SUV obtained from the normal regions.

가 PET 방출 스캔에 쓰이는 감마선의 에너지(511 keV)와 달라서 정확한 감쇠계수의 변환이 필요하다. 이 연구에서는 ⁶⁸Ge (511 keV) 선원을 투과선원으로 사용하는 ECAT EXACT 47 스캐너에서 얻은 팬텀 영상을 기준으로 감쇠계수 변환의 정확성을 평가하였다.

Table 2. Comparison of CTAC* and CsAC[†] PET SUV

Material	SUV at CTAC Image	SUV at CsAC Image	SUV % Difference
RUL [‡]	1.1	0.7	52.7
RML [§]	1.1	0.9	31.7
Subcutaneous Tissue	0.4	0.3	35.4
Tonsil	4.3	3.4	24.2
Muscle (Right Glutens)	1.1	0.9	23.9
Muscle (Right Thigh)	1.1	1.0	6.6
Liver	2.8	2.4	16.3
Spine	2.1	1.7	24.2
Femur Head	1.2	1.0	24.2
Femur Diaphysics	2.0	1.5	28.3

CTAC* : CT attenuation corrected
 CsAC[†] : Cs attenuation corrected
 RUL[‡] : right upper lung
 RML[§] : right middle lung

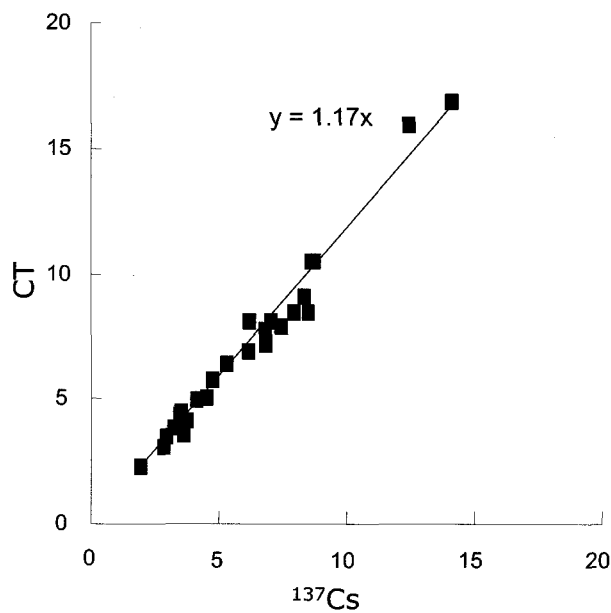


Fig. 10. Scatter plot and regression line between CT and ¹³⁷Cs corrected PET maximum SUV obtained from pathological regions of 30 patients' region site.

1. 감쇠계수 변환

X-ray CT의 에너지는 511 keV 보다 작기 때문에 같은 매질을 통과할 때 광자가 투과할 확률이 작다. 이는 같은 매질에서 X-ray CT 감쇠계수가 ⁶⁸Ge의 감쇠계수보다 크다는 것을 의미한다. 반대로 ¹³⁷Cs 선원의 에너지는 511 keV보다 크기 때문에 같은 매질을 통과할 때 광자가 투과할 확률이 크며 이는 같은 매질에서 ¹³⁷Cs의 감쇠계수가 ⁶⁸Ge의 감쇠계수보다 작음을 의미한다.

NEMA 타원형 ECT 팬텀을 사용하여 $\mu_{(662-511)}$ 와 $\mu_{(40-511)}$ 를 μ_{511} 와 비교한 결과 뼈 영역에서 μ_{511} 보다 $\mu_{(40-511)}$ 가 10% 정도 작았는데 이는 곧 실제보다 감쇠가 일어날 확률이 10%

정도 낮은 값으로 변환되었음을 의미하는 것이다. 한편 $\mu_{(662-511)}$ 와 μ_{511} 은 $y=1.04x$ 의 직선적 관계를 가지며 두 감쇠계수 차의 변이가 감쇠계수 정도에 따라 다르지 않으므로 감쇠계수 변환에 따른 큰 문제는 없어 보인다.

이 연구에서는 또한 보다 다양한 전자밀도에 대하여 Gammex 467 electron density CT 팬텀을 이용하여 감쇠계수 변환의 정확성을 평가하였는데 전자밀도가 큰 영역에서 $\mu_{(40-511)}$ 이 $\mu_{(662-511)}$ 보다 작은 경향이 있었다. NEMA 타원형 ECT 팬텀 실험 결과와 이 결과를 종합해 볼 때 전자밀도와 원자번호가 큰 뼈 영역에서 $\mu_{(40-511)}$ 이 $\mu_{(662-511)}$ 보다 작은 것은 자명하다.

정상인의 PET 감쇠지도에서도 이상적인 팬텀과 마찬가지로 원자번호와 전자밀도가 영역에서 $\mu_{(40-511)}$ 가 $\mu_{(662-511)}$ 보다 작음을 확인하였다.

2. 표준섭취계수(SUV)

정상조직의 CTAC 및 CsAC 영상에 대하여 관심영역을 그린 다음 SUV를 측정하였다(Table 2). CTAC PET 영상의 SUV가 CsAC PET 영상의 값보다 컸으며 전자밀도와 원자번호가 클수록 CTAC SUV값이 큰 경향이 있었다. 폐의 윗 부분에서는 50% 이상 SUV가 차이가 났지만 이 값은 폐 움직임의 영향을 고려해야 하는 값이다.¹⁰⁾ 병적소견을 보이는 조직에서는 평균 15%의 최대 SUV 차이가 있었다. Nakamoto 등¹⁾은 CTAC PET SUV와 μ_{511} 를 이용하여 감쇠보정한 PET SUV를 비교하였는데 CTAC PET SUV가 이를 이용하여 감쇠보정한 PET SUV보다 크며 특별히 원자번호와 전자밀도가 큰 뼈 영역에서 차이가 크다고 보고하였다. 이들의 연구는 $\mu_{(40-511)}$ 와 μ_{511} 의 차이를 분석한 것으로 CTAC PET SUV가 크다는 점에서 본 연구의 결과에 부합된다.

한편, 감쇠계수가 작은 것은 광자가 매질을 통과할 때 감쇠가 적게 된 것을 의미하는데 감쇠계수가 기준 값보다 작은 값을 가지면 감쇠보정 후 SUV도 기준값보다 작게 나와야 하고 감쇠계수가 기준값보다 큰 값을 가지면 감쇠보정 후 SUV도 기준값보다 크게 나와야 한다. 이 연구에서 뼈 영역의 $\mu_{(40-511)}$ 가 $\mu_{(662-511)}$ 보다 작았기 때문에 이 감쇠지도를 이용하여 감쇠보정을 했을 때 CTAC PET의 SUV가 CsAC PET의 값보다 작아야 하는데 실험 결과는 오히려 반대였다. 이러한 양상은 정상조직에서 측정된 SUV 뿐만 아니라 병적 소견이 있는 조직에서의 최대 SUV에서도 동일하였다. 이는 감쇠보정방법의 차이에서 생기는 문제이다. X-ray CT를 이용하여 감쇠보정을 하는 것은 측정감쇠보정(Measured Attenuation Correction: MAC)¹²⁾을 사용하고 ¹³⁷Cs을 이용하여 감쇠보정을 하는 것은 분할감쇠보정(Segmented Attenuation Correction:SAC)을 사용하는데 SAC이 MAC보다 8.7%정도 SUV가 낮다는 보고가 있다.¹⁾ 이 연구결과에서 CsAC PET의 SUV가 낮은 것은 것도 부분적으로 SAC와 MAC의 차이 때문일 것이다. 추후 NEMA IEC 팬텀을 사용하여 CsAC 및 CTAC PET영상을 얻은 다음 영상재구성 방법에 따라 SUV가 어떤 차이가 있는지 알아보려고 한다.

이 연구에서는 CTAC와 CsAC의 SUV가 차이가 있다는 현상적인 사실의 원인을 규명하기 위하여 가장 기초적인 단계인 감쇠계수 변환의 정확성을 측정을 위한 실험을 하였고 전자밀도와 원자번호가 큰 영역에서 감쇠계수 변환이 부정확함을 알았다. 이러한 PET/CT 감쇠계수 변환의 정확성 실험은 다양한 전자밀도에 대하여 511 keV에 해당하는 감쇠계수 데이터베이스만 구축된다면 PET 부분 평가기준 만 있는 NEMA NU2-2001¹³⁾에 더하여 PET/CT 성능평가 기준으로 채택이 될 수 있을 것이다. 이 연구에 추가적으로 최적화된 감쇠계수 변환 알고리즘에 관한 연구와 영상 재구성 방법에서 생기는 오차가 어느 정도인지 정량화하는 연구가 필요할 것이다.

요 약

목적: CT기반 감쇠보정 영상의 표준섭취계수(Standard Uptake Value:SUV)가 ¹³⁷Cs 기반 감쇠보정 영상의 SUV보다 높다. 이 연구에서는 이러한 오차가 생기는 원인을 밝히고자 감쇠계수가 정확하게 변환되었는지 여부를 관심영역 분석을 통하여 평가하였다. **대상 및 방법:** Philips GEMINI PET/CT는 X-ray CT (평균 40 keV) 혹은 ¹³⁷Cs (662 keV) 투과영상을 감쇠보정에 이용하는데 GEMINI PET/CT에서

사용하는 각각 선원의 에너지는 511 keV에서 얻은 감쇠계수와 틀리기 때문에 스캐너 내부에 장착된 감쇠계수 변환 알고리즘을 이용하여 511 keV에 해당하는 감쇠계수 값으로 변환된 감쇠지도를 사용하므로 감쇠계수의 변환이 정확하게 이루어졌는지 평가하는 것이 중요하다. 각각의 실험과정은 다음과 같다. 먼저 시스템 성능평가 팬텀 CT 투과 영상을 사용하여 Hounsfield units (HU)값을 측정하였다. 다음으로 NEMA 타원형 ECT 팬텀의 CT, ¹³⁷Cs 투과영상을 얻어 ⁶⁸Ge 투과선원을 장착한 Siemens ECAT EXACT 47 PET 스캐너에서 얻은 팬텀 투과 영상과 비교하여 감쇠계수가 511 keV에 해당하는 감쇠계수로 잘 변환되었는지 측정하였고 Gammex 467 electron density CT 팬텀의 CT, ¹³⁷Cs 투과영상에서 관심영역 분석을 하여 다양한 전자밀도 값에 대한 감쇠계수 변환의 정확성을 평가하였다. 또, 재구성한 영상에 미치는 영향을 평가하기 위하여 정상 및 병적 조직에서 CT, ¹³⁷Cs 기반 감쇠계수와 표준섭취계수를 비교하였다. **결과:** CT에서 측정된 HU는 신뢰할 수 있는 값을 확인하였으나 전자밀도와 원자번호가 큰 영역에서 CT 기반 감쇠계수에 오차가 있었는데 NEMA 타원형 ECT 팬텀 실험결과에 의하면 뼈 영역에서 오차는 11%이었다. 임상데이터에서도 마찬가지로 CT를 이용하여 얻은 감쇠계수가 ¹³⁷Cs을 이용하여 얻은 감쇠계수보다 낮았고 전자밀도와 원자번호가 큰 영역에서 오차가 컸다. 그러나, 표준섭취계수는 ¹³⁷Cs를 사용하여 감쇠보정을 한 영상의 값이 CT를 이용하여 감쇠보정을 한 값보다 오히려 낮았고 표준섭취계수의 백분율 차이는 6.6~52.7%이었다. **결론:** CT의 HU가 정확함에도 불구하고 뼈 영역에서 CT 투과영상을 기반으로 한 감쇠계수의 변환이 부정확하고 CT 및 ¹³⁷Cs 투과영상을 기반으로 얻은 표준섭취계수에 차이가 있으므로 이에 관한 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각한다.

References

1. Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in nuclear medicine*. 3rd ed.: Elsevier Science (U.S.A.); 2003. p.84.
2. Zaidi H, Hasegawa B. Determination of the attenuation map in emission tomography. *J Nucl Med* 2003;44:291-315.
3. Kinahan PE, Hasegawa BH, Beyer T. X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Semin Nucl Med* 2003;33:166-79.
4. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 1998;25:2046-53.
5. Burger C, Goerres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AH, Von Schulthess GK. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*

- 2002;29:922-7.
6. Watson CC, Schaefer A, Luk WK, Kirsch CM. Clinical evaluation of single-photon attenuation correction for 3D whole-body PET. *IEEE Trans Nucl Sci* 1999;46:1024-31.
 7. Karp JS, Muehlechner G, Qu H, Yan XH. Singles transmission in volume-imaging PET with a ^{137}Cs source. *Phys Med Biol* 1995;40: 929-44.
 8. Kim JS, Lee JS, Lee BI, Lee DS, Chung J-K, Lee MC. Performance Characteristics of 3D GSO PET/CT Scanner (Philips GEMINI PET/CT). *Korean J Nucl Med* 2004;38:318-32.
 9. Daube-Witherspoon ME, Matej S, Karp JS, Lewitt RM. Application of the row action maximum likelihood algorithm with spherical basis functions to clinical PET imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001;48:24-30.
 10. 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.
 11. Nakamoto Y, Osman M, Cohade C, Marshall LT, Links JM, Kohlmyer S *et al.*, PET/CT: comparison of quantitative tracer uptake between germanium and CT transmission attenuation-corrected images. *J Nucl Med* 2002;43:1137-43.
 12. Valk PE, Bailey DL, Townsend DW, Maisey MN. *Positron Emission Tomography: Basic Science and Clinical Practice.*: Springer (U.S.A); 2002, p.138-41.
 13. National Electrical Manufacturers Association: NEMA Standards Publication NU2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs. Rosslyn, VA, National Electrical Manufacturers Association, 2001.