

물질의 종류에 따른 표준섭취계수의 변화에 관한 연구

김기진^{1*}, 김종일², 배석환³

¹건양대학교병원 핵의학과, ²전북대학교 방사선과학기술학과, ³건양대학교 방사선학과

A Study of Standardized Uptake Value Change on the Type of Material

Ki-Jin Kim^{1*}, Chong-Yeal Kim² and Seok-Hwan Bae³

¹Dept of Nuclear Medicine, Konyang University Hospital

²Dept of Radiation Science & Technology, Chon Buk National University

³Dept of Radiological Science, Konyang University

요 약 양전자방출단층촬영에서 표준섭취계수는 종양의 진단에 사용이 되는 지표이다. 표준섭취계수는 여러 인자에 의해 변화한다. 본 연구에서는 Philips사의 GEMINI TF PET/CT를 이용하여 물질에 따른 영상의 왜곡 및 표준섭취계수의 변화에 대하여 실험하였다. 물질별 표준섭취계수의 변화는 스테인레스보정물은 1.8, 스텐트는 1.4, 요오드성조영제는 2.4, 황산바륨은 2.6, 석고는 1.6, 파라핀은 1.4 이었다. 황산바륨 일수록 농도가 높을수록 영상의 왜곡은 크게 나타났다. 실험의 결과 원자번호가 낮은 금속성 물질이나 농도가 낮은 조영제의 경우 큰 영향은 없었다. 그러나 검사 전 반드시 금속성 물질을 제거하거나 조영제의 유무를 확인하여 영상의 왜곡 및 표준섭취계수의 변화를 최소화 해야 할 것이다.

Abstract In Positron Emission Tomography Computed Tomography, Standardized Uptake Value(SUV) is most generally used to discern tumors. However, SUV may be influenced other factors. In this study, experiment was conducted distortion in image and change in SUV according to substance with GEMINI TF PET/CT of Philips.. SUV for materials resulted in 1.8 for stainless, 1.4 for stent, 2.4 for iodine contrast medium, 2.6 for Barium Sulfate, 1.6 for Gypsum, and 1.4 for paraffin respectively. The distortion of image was remarkable for the iodine contrast medium and Barium Sulfate. For the barium sulfate, the higher the density, the larger the distortion of the images. As a result of test, it appeared that the metallic substance whose atomic number is low and contrast medium whose concentration is low didn't affect the distortion in image and the change in SUV. However, it is necessary to minimize distortion in image and change in SUV, by removing the metallic substance and checking if there are contrast medium or before examination.

Key Words : Standardized Uptake Value, Type of material, PET/CT

1. 서론

핵의학 영상은 방사성동위원소를 인체내에 주사하거나 흡입을 통해 방사성의약품의 분포를 영상화 하여 인체의 생화학적 또는 병리학적인 현상을 규명하고 진단하는 학문이다. 양전자방출단층촬영은 인체의 생화학적인 변화를 영상화하는 동시에 컴퓨터단층촬영(Computed Tomography, CT)에서는 인체의 해부학적인 구조를 표현

한다. 따라서 컴퓨터단층촬영과 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)의 융합(Fusion)을 통한 양전자방출 전산화단층촬영(Positron Emission Tomography/Computed Tomography, PET/CT)를 통하여 암의 진단, 병기설정, 국소 및 전이유무, 치료계획의 이용, 방사선 치료 및 항암치료의 반응평가에 유용하게 사용이 된다[1]. 양전자소멸단층촬영은 인체내의 포도당대사를 이용한 검사 이므로 이런 생화학적인 변화를 영상

*교신저자 : 김기진(staykijini@naver.com)

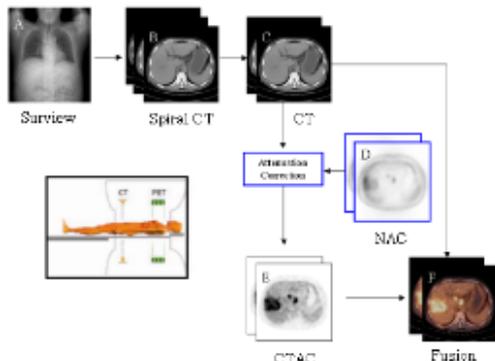
접수일 11년 06월 16일 수정일 11년 07월 04일

게재확정일 11년 08월 11일

화한다.¹⁸ F-Fluorodeoxyglucose(FDG)와 포도당은 유사하기 때문에 당대사율은 양전자방출단층촬영에서 측정할 수가 있다. 질병부위의 당대사율이 얼마인지를 나타내는 반정량적 표준지표가 표준섭취계수(Standardized Uptake Value, SUV)이다[2]. 이 수치는 간단한 반정량적인 방법으로 정상조직과 이상 조직간의 주입한 방사성핵종이 균등하게 퍼져 있다는 가정 하에 병소 내 얼마나 평균보다 높게 섭취하는 지를 아래와 같은 공식으로 표준섭취계수를 측정한다[3,4].

$$SUV = \frac{\text{병소 1g 집적된 방사능량}}{\text{주입한 총 방사능량/환자체중(g)}}$$

양전자방출 전산화단층촬영은 그림 1과 같이 컴퓨터 단층촬영을 Attenuation map으로 이용하여 각 조직의 감약 정도에 따라 Non Attenuation Correction(NAC)영상을 보정하여 Computed Tomography Attenuation Correction (CTAC)영상을 구성하게 된다. 최종적으로 CTAC영상과 컴퓨터단층촬영 영상을 합쳐 융합영상(Fusion)을 획득할 수가 있다. 이때 사용이 되는 컴퓨터단층촬영에서 보정의 기준은 Hounsfield Unit(HU)값이다.



[그림 1] PET/CT의 영상획득과정
[Fig. 1] Acquisition Process of PET/CT

컴퓨터단층촬영의 경우 50 keV~140 keV의 비교적 낮은 에너지의 방사선을 이용하는 반면 PET의 경우 511 keV의 감마선을 이용한다. 70 keV~140 keV의 에너지범위에서의 방사선은 광전효과에 의한 흡수가 대부분이나 511 keV(PET)의 에너지 범위에서는 컴퓨터 효과에 의한 흡수가 주를 이룬다[5]. 그리고 물질 내에서 광자와의 작용으로 인한 광전흡수가 일어날 확률은 $Z^2Er^{-3.5}$ 이다[6]. 이 확률적 개념에 따라 광전효과는 알루미늄과 같은 가벼운 금속보다는 납과 같은 무거운 금속에서 그리고 큰 에너지를 가졌을 때 보다 작은 에너지를 가졌을 때 발생

확률이 커진다. 그러므로 원자번호가 높은 물질에 낮은 에너지가 입사될 경우 광전흡수에 의한 감약이 증가할 것이다. 인체 내에 원자번호가 높은 조영제나 금속보정물이 들어 있을 경우 양전자방출단층촬영에서 왜곡을 일으킬 것이다[7]. 따라서 인체내에 원자번호가 높은 조영제, 바륨, 인공구조물 등의 물질이 들어있을 경우 컴퓨터단층촬영 시 발생하는 X선에 의한 감쇄는 많이 발생하게 된다. 양전자소멸에 의해 발생하는 511 keV의 감마선은 물질에 의한 감쇄의 영향이 작아진다. 이런 물리적인 특성으로 인해 컴퓨터단층촬영을 통한 감쇄보정 시 과보정의 결과로 양전자방출단층촬영에 영향을 줄 수가 있다. 결국 양전자방출단층촬영을 시행할 때의 물리적 현상의 변화 또는 여러 원인에 의해 표준섭취계수의 변화로 중앙 단 시 신뢰성이 떨어질 것이다. 따라서 본 연구에서는 표준섭취계수 값에 영향을 줄 수 있는 여러 인자 중에 종류가 다른 물질이 실제로 표준섭취계수 값에 어떤 영향을 미치는지 실험을 통하여 평가함으로써 임상에서 보다 객관적인 표준섭취계수 값을 적용하는데 있어 도움을 주고자 한다.

2. 실험방법

2.1 재료

2.1.1 PET scanner

PET/CT기기로는 대전 K 대학병원 핵의학과에 설치되어 있는 Philip사(USA)에서 제작한 GEMINI TF 16(CT slice 16, Gemini TF system)를 사용하였다.

2.1.2 Phantom 및 Source

Biodex사의 PET PERFORMANCE Phantom을 이용하였다. 본 실험에서는 Cold Lesion Insert를 사용하지 않고 Source Tank안에 물을 채워 선원을 넣은 다음 양전자방출단층촬영 시 사용하였다.

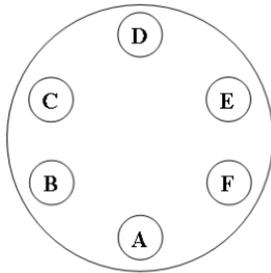
실험에 사용한 선원으로는 ¹⁸F-FDG 10 mCi를 물과 희석하여 사용하였다.

2.2 실험방법

2.2.1 물질의 종류에 따른 표준섭취계수의 변화

물질의 종류에 따른 표준섭취계수의 변화를 확인하기 위해 스테인레스보정물(A), 스텐트 (B), 요오드성조영제 (C), 황산바륨(D), 석고(E), 파라핀(F)을 스티로폼으로 제작된 거치대에 끼워 컴퓨터단층촬영을 실시하였다[그림 2]. 동일한 위치에 ¹⁸F-FDG 10 mCi를 채운 Performance

phantom을 위치하여 양전자방출 단층촬영을 실시하였다. 컴퓨터단층촬영의 조건은 관전압 120 kVP, 관전류 50 mAs로 하였고 양전방출단층촬영은 bed당 1분을 스캔하였다.

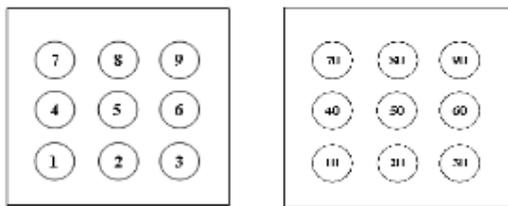


A : Stainless B : Stent C : Iodine CM
D : BaSO₄ E : Gypsum F : Paraffin

[그림 2] 물질별 스티로폼 거치대
[Fig. 2] Styrofoam holder by material

2.2.2 조영제의 농도에 따른 표준섭취계수의 변화

조영제의 농도에 따른 표준섭취계수의 변화를 확인하기 위해 요오드성조영제와 황산바륨의 농도를 저농도와 고농도로 구분하였다. 저농도는 1%, 2%, 3%, 4%, 5%, 6%, 7%, 8%, 9%로, 고농도는 10%, 20%, 30%, 40%, 60%, 70%, 80%, 90%로 설정하였다. 농도별로 조절된 조영제를 5cc Syringe에 희석하여 그림 3과 같이 스티로폼으로 제작된 거치대에 저농도와 고농도로 구분하여 컴퓨터단층촬영을 실시하였다. 컴퓨터단층촬영의 조건은 관전압 120 kVP, 관전류 50 mAs로 하였고 양전방출단층촬영은 bed당 1분을 스캔하였다.



[그림 3] 조영제 스티로폼 거치
[Fig. 3] Styrofoam holder by Contrast

3. 결과

3.1 물질의 종류에 따른 표준섭취계수의 변화

실험결과 표 1과 같이 스테인레스보정물에서는 표준

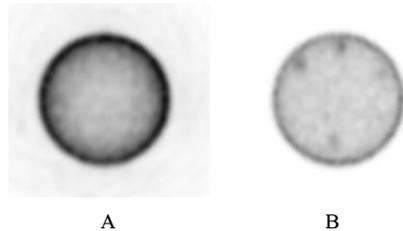
섭취계수가 1.8, 스텐트에서는 1.4, 요오드성조영제에서는 2.4, 황산바륨에서는 2.6 석고에서는 1.6, 파라핀에서는 1.4로 나타났다. 요오드성조영제와 황산바륨의 영향이 가장 큰 것으로 나타났다. 영상을 통해 왜곡을 확인하였을 때 그림 4와 같이 황산바륨과 요오드성조영제에 의한 영향의 왜곡이 가장 심하였고 스테인레스 보정물과 석고는 육안으로 식별이 가능한 정도의 왜곡을 나타냈다. 스텐트와 파라핀도 기준 표준섭취계수값 보다 증가하였지만 영상의 왜곡은 없었다.

[표 1] 물질별 표준섭취계수(BG SUV 1.0)

[Table 1] SUV of metrials(BG SUV 1.0)

물질	A	B	C	D	E	F
SUV	1.8	1.4	2.4	2.6	1.6	1.4

A: 스테인레스보정물 B: 스텐트 C: 요오드성조영제
D: 황산바륨 E: 석고 F: 파라핀



[그림 4] 물질의 종류별 NAC(A)와 CTAC(B)영상

[Fig. 4] NAC and CTAC images for each type of material

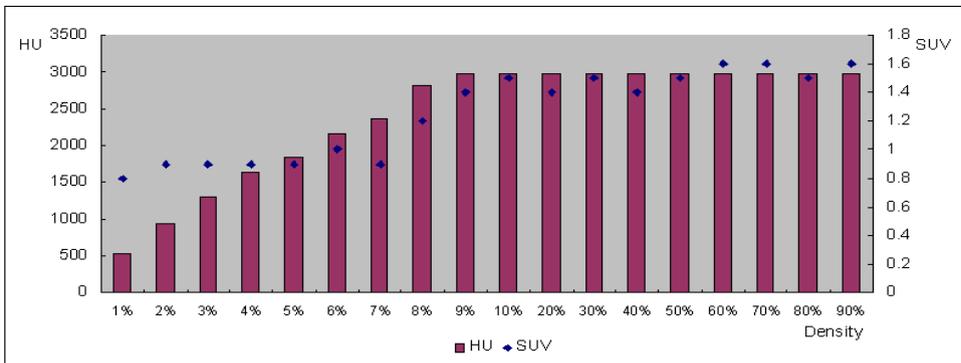
3.2 조영제의 농도에 따른 표준섭취계수의 변화

실험결과 황산바륨의 경우 표 2, 그림 5와 같이 농도 7% 까지는 표준섭취계수가 0.8에서 1.0까지 거의 일정하였으나 농도가 8%에서 상승이 되어 거의 일정하게 나타났다. 요오드성조영제의 경우 9% 까지의 농도에서 표준섭취 계수가 0.7에서 1.0까지 거의 일정하였으나 농도가 10%에서 상승되어 거의 일정하게 나타났다. HU값의 경우 황산바륨은 농도가 1%일 때 891, 5%일 때 1842 이었으나 9% 이상부터는 2976으로 일정한 값을 나타내었다. 요오드성 조영제의 경우 표 3, 그림 6과 같이 농도가 높아짐에 따라 황산바륨과 마찬가지로 HU 값이 증가가 되었으나 농도가 40% 일때 부터 2976으로 일정하게 나타났다. 영상을 통해 왜곡을 확인하였을 때 그림 7과 같이 두 조영제 모두 저농도에서의 왜곡이 거의 없거나 정도가 경미하였다. 그러나 고농도의 경우 왜곡이 심하게 나타났고 황산바륨이 요오드성조영제보다 더 심하게 나타났다.

[표 2] 황산바륨의 농도에 따른 변화

[Table 2] Variation in the density of barium sulfate

농도 (%)	1	2	3	4	5	6	7	8	9
HU	891	936	1307	1629	1842	2159	2369	2828	2976
SUV	0.8	0.8	0.9	0.9	0.9	1.0	0.9	1.2	1.4
농도 (%)	10	20	30	40	50	60	70	80	90
HU	2976	2976	2976	2976	2976	2976	2976	2976	2976
SUV	1.5	1.4	1.5	1.4	1.5	1.6	1.6	1.5	1.6



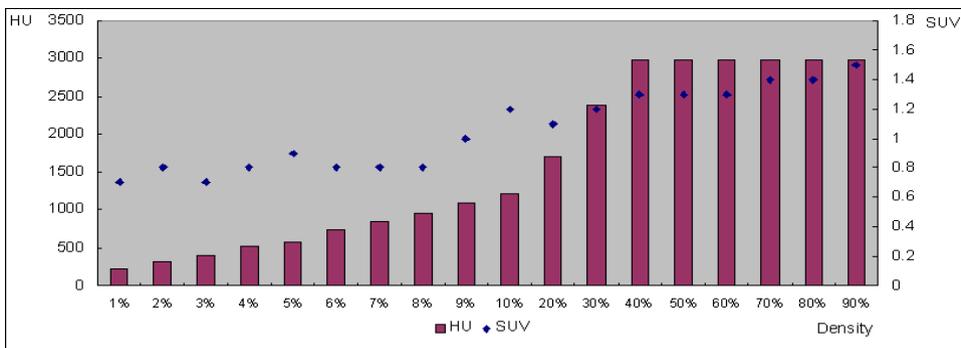
[그림 5] 황산바륨의 농도에 따른 변화

[Fig. 5] Variation in the density of barium sulfate

[표 3] 요오드성조영제의 농도에 따른 변화

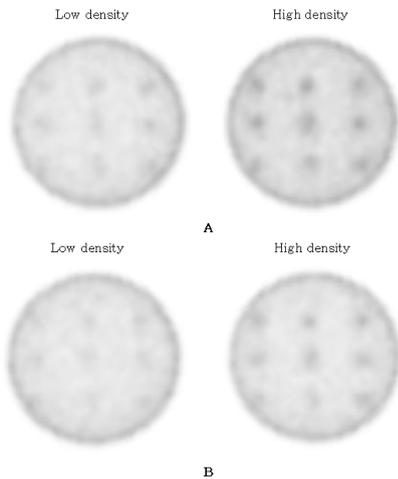
[Table 3] Variation in the density of iodine contrast medium

농도 (%)	1	2	3	4	5	6	7	8	9
HU	229	319	413	528	571	736	845	964	1095
SUV	0.7	0.8	0.7	0.8	0.9	0.8	0.8	0.8	1.0
농도 (%)	10	20	30	40	50	60	70	80	90
HU	1213	1703	2391	2976	2976	2976	2976	2976	2976
SUV	1.2	1.1	1.2	1.3	1.3	1.3	1.4	1.4	1.5



[그림 6] 요오드성조영제의 농도에 따른 변화

[Fig. 6] Variation in the density of iodine contrast medium



[그림 7] 농도별 조영제의 CTAC영상(A:Barium B:Iodine)
[Fig. 7] CTAC image for density of contrast medium
(A:Barium B:Iodine)

4. 고찰 및 결론

PET/CT는 해부학적 영상과 생화학적 영상을 융합함으로써 병변의 정확한 위치정보를 제공함으로써 기존의 PET영상이 가지는 단점을 보완하였다. 기존의 PET의 경우 ^{68}Ge 등의 외부선원을 이용하여 투과스캔을 통해 감쇄보정을 실시하였지만 PET/CT의 경우 CT에서 발생하는 X선의 감쇄계수를 이용하여 511 keV의 광자에 대한 감쇄계수로 환산하여 감쇄보정을 실시한다. 컴퓨터단층촬영을 이용하여 감쇄보정을 할 경우 가장 큰 문제는 양전자방출단층촬영과 컴퓨터단층촬영에서 사용되는 광자의 에너지가 다르다는 것이다[8]. 컴퓨터단층촬영의 경우 50 keV~140 keV의 비교적 낮은 에너지의 방사선을 이용하는 반면 양전자방출단층촬영의 경우 511keV의 감마선을 이용한다. 70 keV~140 keV의 에너지범위에서의 방사선은 광전효과에 의한 흡수가 대부분이나 511 keV의 에너지 범위에서는 컴퓨터 효과에 의한 흡수가 주를 이룬다. 광전효과에 의한 흡수는 물질의 원자번호가 1~91이고 광자의 에너지가 10 keV~500 keV일 때 광자의 에너지와 물질의 종류에 강하게 의존을 한다[9]. 따라서 PET/CT 검사 시 환자의 몸에 조영제나 금속보정물이 있을 경우 광전흡수의 확률이 증가한다. 결국 금속성 물질에 의해 CT영상에서 Hounsfield가 높아진 결과 PET/CT 영상에서는 과보정으로 인한 인공음영이 발생할 수 있다. 이런 원자번호가 높은 물질부근에 인공음영이 발생하여 진단적 오류를 범할 수 있다. 실험결과 원자번호가 낮은 파라핀이나 석고의 경우 영상의 왜곡이나 SUV값의 변화

가 크지 않았지만 원자번호가 높은 조영제나 금속성 보정물은 표준섭취계수를 증가시키고 영상에서의 왜곡을 유발하였다. Goerres등[10]이 치아충전물이 PET/CT영상에서 유발하는 영상의 왜곡에 관한 연구결과에 의하면 금속성 치아충전물이나 고관절용 보정물 또는 항암치료를 위한 Port들은 많은 광전흡수를 일으키기 때문에 높은 HU값과 인공산물을 유발한다고 하였다. 환자 몸에 인공구조물이 있을 경우 인공구조물 주변으로 광전흡수가 증가하여 영상에서 인공음영이 나타날 수 있다. 본 실험 결과 파라핀에서는 1.4, 스텐트에서는 1.4, 석고에서는 1.6, 스테인레스보정물에서는 표준섭취계수가 1.8, 요오드성 조영제에서는 2.4, 황산바륨에서는 2.6으로 원자번호가 높은 물질 일수록 표준섭취계수의 변화가 크고 영상의 왜곡이 심한 것을 확인 할 수 있었다. 따라서 환자 몸에서 제거 할 수 있는 의치와 같은 충전물을 제거 하여 검사를 실시함으로써 영상의 왜곡 발생을 최소화 해야 할 것이다. 그러나 제거할 수 없는 인공고관절 등의 인공구조물 주변에 염증에 의하여 FDG의 섭취가 증가할 수 있다. 따라서 제거할 수 없는 금속성 보정물이 있을 경우 감쇄보정하지 않은 영상(NAC)을 확인해야 한다. 왜냐하면 감쇄보정영상(CTAC)에서 나타난 섭취가 인공음영 일 경우 감쇄보정하지 않은 영상에서는 나타나지 않기 때문이다.

최근 PET/CT의 진단적 가치를 높이기 위해 CT의 사양이 높아지는 추세이고 판독에 있어서도 CT의 비중이 커지고 있다. CT영상에서 진단적 가치를 높이기 위해서 임상에서 조영제를 이용한 PET/CT촬영을 실시하고 있다. 조영제를 사용할 경우 가장 큰 문제는 조영제의 큰 원자번호에 의해 영상을 구성할 경우 감쇄보정에 영향을 줄 수 있다는 것이다. 본 실험결과 조영제의 농도가 고농도 일 경우 표준섭취계수의 변동폭과 영상의 왜곡이 크게 나타났지만 저농도의 경우 영상의 왜곡 표준섭취계수의 변동폭이 작았다. Mawlawi등[11]의 연구에 의하면 조영제를 이용한 컴퓨터단층촬영을 이용하여 감쇄보정을 할 경우 표준섭취계수값의 상승이 있으나 암환자의 진단에는 큰 영향을 미치지 않는다는 보고가 있고 Young등[12]의 연구에 의하면 조영제로 인해 max SUV의 값은 증가가 되었으나 정상조직과 병변에서 일치의 한계범위가 매우 좁아 고선량 CT를 이용한 PET/CT촬영 시 조영제의 사용이 임상상황에서 판독에 큰 영향을 미치지 않는 것으로 보고가 되었다. 본 연구 결과에서도 조영제의 농도가 낮을 수록 영상의 왜곡 및 표준섭취계수값의 변화가 적은 것을 확인 할 수 있었다. PET/CT가 보급된 후 진단목적 상 CT가 차지하는 비중이 커지고 있으며 조영제를 사용하여 PET/CT를 시행하는 횟수가 증가하고 있다. 조영제를 사용할 경우 앞에서 기술한 바와 같이 CT

의 에너지(70~140 keV)와 PET의 에너지(511 keV)의 차이로 인한 감쇄정도의차이로 인해 인공산물이 나타나거나 SUV값이 변화할 수 있다. 또한 황산바륨을 이용한 Esophagus graphy나 UGI serise, Barium enema와 같은 조영 검사의 경우 사용하는 조영제의 농도가 높다. 이런 농도가 높은 조영제의 경우 컴퓨터단층촬영에서 HU값의 차이를 발생시켜 영상과 표준섭취계수값의 왜곡된 결과를 초래한다. 따라서 양전자방출 전산화단층촬영을 시행하기 전에 인체 내에 잔류하고 있는 황산바륨 및 요오드성조영제의 유무를 확인 후 검사를 시행해야 할 것이다.

5. 요약

본 실험의 결과 원자번호가 낮은 금속성 물질이나 농도가 낮은 조영제의 경우 실제 영상에서 큰 영향을 미치지 않을 것으로 생각이 되기 때문에 임상에서 영상을 통한 질병 진단 시 문제없이 사용할 수 있을 것으로 판단된다. 검사 전 반드시 금속성 물질을 제거하거나 조영제의 유무를 확인하여 영상의 왜곡 및 표준섭취계수의 변화를 최소화 해야 할 것이다. 본 연구는 인체 내에서 발생할 수 있는 상황에 대한 실험적인 결과이다. PET/CT영상을 통한 진단은 정확한 영상의 획득 뿐 아니라 인체 내에서의 방사성의약품의 생리적 영향에 따른 분포와 금속물질 및 조영제와 방사성관의 상호작용에 의해 발생할 수 있는 여러 물리적인 현상에 대한 충분한 이해와 연구가 선행되어야 할 것이며 아울러 이런 현상에 의해 발생할 수 있는 여러 인공산물에 대한 정확한 이해가 필요할 것이다.

References

[1] Beyer T, Townsend DW, Brun T, et al., "Combined PET/CT Scanner for Clinical Oncology", J Nucl Med, 41, pp. 1369~1379, 1997.

[2] Rohren EM, Turkington TG, coleman RE., "Clinical Applications of PET in Oncology", Radiology, 231, pp. 305~332, 2004.

[3] Thie J., "Understanding the Standardized Uptake Value, Its Methods, and Implication of usage", J Nucl Med, 4, pp. 1431~1434, 2004.

[4] Chang Soon Koh., Clinical Application of Positron Emission Tomography, Nucl Med, Vol. 3, pp. 56~57, 1997.

[5] Antoch G, Freudenberg Ls, Stattus J, Jentzen W,

Meuller, et al., "Whole body Positron Emission Tomography-CT:Optimized CT Using Oral and IV Contrast Materials", Am J Roentgenol, 179, pp. 155~1560, 2002.

[6] Kinahan PE, Hasegawa BH, Heyer T., "X-Ray-Based Attenuation Correction for Positron Emission Tomography/Computed Tomography Scanner", Seminar in Nucl Med, No 3, pp. 166~179, 2003.

[7] Beyer T, Antoch G, Meller S, et al., "Acquisition protocol considerations for combined PET/CT imaging", J Nucl Med, 45, pp. 25S~35S, 2004.

[8] Kinahan PE, Townsed DW, Byer T, Sashin D., "Atteuation correction for a combined 3D PET/CT scanner", Med Phys, 25, pp. 2046~2053, 1998.

[9] Hubbel JH., Photon Cross Section, Attenuation Coefficients, and Energy Absorption Coefficients From 10KeV to 100GeV, Washington D.C: National Bureau of Standards, NSRDS-NBS 29, 1969.

[10] Goerres GW, Hany TF, Kamel E, et al., "Head and neck imaging with PET and PET/CT : artefacts from dental metallic implants", Eur J Nucl Med, 29, pp. 369-370, 2002.

[11] Mawlawi O, Erasmus JJ, Menden RF, Pan T, Knight AE, Macapinlac HA, et al., "Quantifying the effect of IV contrast media on intergrated PET/CT: Clinical evaluation", Am J Roentgenol, 186, pp. 308~319, 2006.

[12] Young Jin Jeong, Do Young Kang., "The Effect of intravenous Contrast on SUV Value in (18)F-FDG PET/CT using Diagnostic High Energy CT", J Nucl Med Mol Imaging, Vol. 40, No. 3, pp. 169-176, 2006.

김 기 진(Ki-Jin Kim)

[정회원]



- 2009년 2월 : 전북대학교 방사선 과학기술학과 (이학석사)
- 2011년 3월 : 전북대학교 방사선 과학기술학과(박사과정)
- 2000년 2월 ~ 현재 : 건양대학교병원 핵의학과

<관심분야>
방사선물리

김 종 일(Chong-Yeal Kim)

[정회원]



- 1986년 3월 : 전북대학교 물리학
- 1992년 3월 : The University of Texas at Austin 물리학박사
- 2000년 4월 ~ 현재 : 전북대학교 자연과학대학 과학학과 교수

<관심분야>
방사선물리

배 석 환(Seok-Hwan Bae)

[정회원]



- 2000년 9월 ~ 2008년 8월 : 건양대학교병원 영상의학팀장
- 2004년 3월 ~ 2006년 2월 : 건양대학교 보건복지대학원 보건학석사
- 2007년 2월 ~ 2009년 8월 : 건양대학교 일반대학원 보건학박사
- 2008년 8월 ~ 현재 : 건양대학교병원 자문교수
- 2009년 3월 ~ 현재 : 건양대학교방사선학과 교수

<관심분야>
보건학, 방사선과학, 보건의료장비