전신 PET/CT 영상 획득 시 투과 스캔에서의 방사선 선량

*연세대학교 방사선의과학연구소, †국민의료보험관리공단 일산병원 방사선종양학과, ‡연세대학교 방사선학과

손혜경* · **이상훈†** · **남소라†** · **김희중*‡**

본 연구의 목적은 다양한 전압 값과 전류 값에 따른 CT 투과 스캔 동안의 방사선 선량을 측정하고, 우리 기관에서 사용하는 임상 전신 PET/CT 환자 영상 획득 방식 중 감쇠 보정을 위해 사용하는 ^{137}Cs 투과 스캔과 환자의 진단용 고화질 CT 투과 스캔에 대한 방사선 선량을 평가하는 것이다. 방사선 선량 측정을 위해 Philips GEMINI 16 슬라이스 PET/CT 시스템을 이용하였다. 다양한 튜브 전압 값과 시간에 따른 전류 값에 대해 표준 CTDI 머리 팬텀과 몸 팬텀을 이용하여 선량을 측정하였다. 이때 100 mm의 유효 길이를 가지는 펜슬 이온 전리함과 전기계를 선량 측정에 이용하였다. 측정은 공기 중, 팬텀의 중심, 그리고 팬텀의 가장 자리에서 각각 이루어졌다. 평균 흡수선량인 가중 CTDI ($CTDI_w=1/3CTDI_{100,c}$ + $2/3CTDI_{100,p}$) 값을 계산하고 이를 이용하여 등가 선량을 계산하였다. 본 연구자가 속한 기관에서의 전신 임상 PET/CT 영상 획득 방식을 이용한 투과 스캔에서의 방사선 선량 측정을 위해 Alderson 팬텀과 TLD를 이용하여 ^{137}Cs 투과 스캔과 고화질 CT 투과 스캔을 각각 수행하여 각 인체 기관별 선량을 측정하였다. 측정에 사용한 TLD는 10 MeV X-선을 이용하여 교정한 후 ±5% 이내의 정확도를 가지는 것만 측정에 사용하였다. 장기 또는 조직은 ICRP 60을 참고로 선택하였다. 표준 CTDI 머리 팬텀과 몸 팬텀을 이용한 CT 투과 스캔에 대한 선량 측정 결과, 선량 값이 튜브 전압과 전류에 의존하는 것을 확인할 수 있었다. ^{137}Cs 투과 스캔과 고화질 CT 투과 스캔에 대한 유효 선량 측정 결과는 0.14 mSv와 29.49 mSv였다. PET/CT 시스템에서 표준 CTDI 팬텀과 이온 전리함, 그리고 Alderson 인체 팬텀과 TLD를 이용하여 투과 스캔에 대한 방사선 선량을 평가할 수 있었다. PET/CT 영상 획득 시, 우리가 원하는 영상의 화질을 유지하면서 환자에 대한 피폭을 최소화하기 위한 영상 획득 방식의 최적화가 추가적으로 이루어져야 할 것으로 생각한다.

중심단어: 전신 PET/CT, 방사선 선량 측정

서 론

암 진단에 있어 탁월한 유용성을 인정받고 있는 양전자 방출단층촬영(PET)은 근자에 들어 기능 영상과 해부학적 영상의 기기적 융합이 가능한 양전자방출단층촬영/전산화단층촬영(PET/CT) 시스템으로 발전하였다.[1,2] PET/CT 시스템은 기존의 단일 PET 시스템이 가지고 있던 제한된 해상도와 국소화 능력을 개선시킴으로써 국내외적으로 그 사용이 더욱 확대되고 있다.

PET/CT 시스템은 전통적으로 ^{68}Ge 또는 ^{137}Cs과 같은 투과 선원을 이용하여 획득하던 감쇠 맵을 CT 투과 스캔으로 대체할 수 있게 하였고,[3,4] 이는 데이터 획득 시간의 단축 및 우수한 잡음 개선을 가능하게 하였다.

일반적으로 PET/CT 영상 획득은 크게 환자의 위치 결정을 위한 CT 토포그램 영상 획득, 감쇠 보정을 위한 CT 영상 획득, PET 방출 영상 획득의 세 단계로 구성되어진다. 그런데 PET/CT 시스템의 사용이 증가하면서 CT 영상을 단순히 감쇠 보정과 해부학적 위치 확인을 위한 용도로 사용하는 것에서 더 나아가 진단 목적으로도 사용하고자 하는 기관들이 늘어나기 시작하였다. 즉, 감쇠 보정을 위한 CT 투과 스캔과 더불어 조영제를 투여한 진단용 고화질의 CT 영상을 추가적으로 획득하는 경우가 발생하기 시작하였고, 이는 환자의 방사선 노출을 더욱 증가시키는 결과를 가져 왔다.

근래에 들어 PET/CT 영상 획득 시 환자에의 방사선 피폭에 대한 잠재적인 문제점들이 제기되기 시작하였다.[5-8] 이것은 PET/CT 영상 획득 시, 각각의 모든 스캔들이 환자의 방사선 피폭에 기여할 수 있고, 특히 진단용 고화질 CT 영상 획득은 다른 여러 스캔들에 비해 상대적으로 높은

이 연구는 2006년도 과학기술부 원자력연구개발사업 지원에 의하여 이루어진 것임.
이 논문은 2006년 6월 9일 접수하여 2006년 6월 20일 채택되었음.
책임 저자: 김희중, (220-752) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234번지
연세대학교 방사선학과
Tel: 033)760-2475, Fax: 033)760-2815
E-mail: hjk1@yonsei.ac.kr

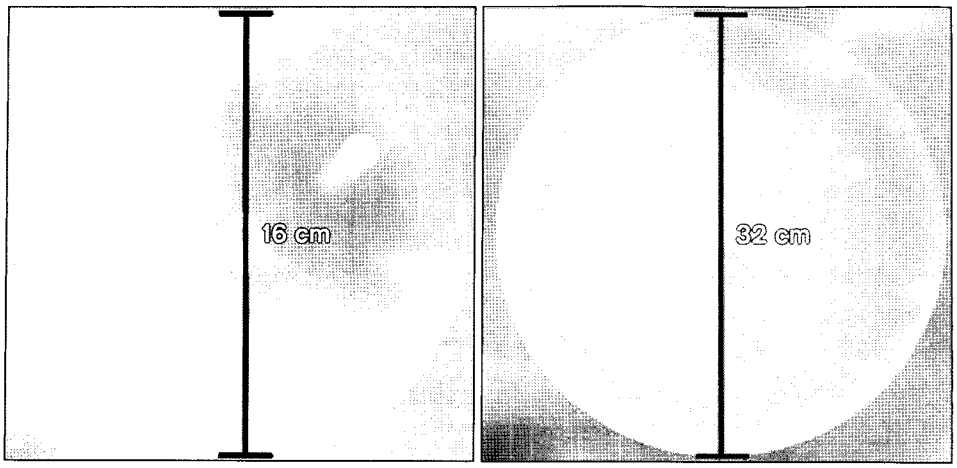

Fig. 1. Standard CTDI head (left) and body (right) phantoms.

방사선 피폭을 야기할 수 있기 때문이다.

본 연구의 목적은 다양한 전압 값과 전류 값에 따른 CT 투과 스캔 동안의 방사선 선량을 측정하고, 우리 기관에서 사용하는 임상 전신 PET/CT 환자 영상 획득 방식 중 감쇠 보정을 위해 사용하는 ^{137}Cs 투과 스캔과 환자의 진단용 고화질 CT 투과 스캔에 대한 방사선 선량을 평가하는 것이다.

재료 및 방법

1. 전산화단층촬영 선량지수(computed tomography dose index, CTDI) 팬텀

다양한 전압 값과 전류 값에 따른 CT 투과 스캔 동안의 방사선 선량을 측정하기 위해 표준 CTDI 머리와 몸 팬텀을 사용하였다. 표준 CTDI 머리와 몸 팬텀은 각각 16 cm와 32 cm의 직경 및 15 cm의 높이를 가지고 있다(Fig. 1).

두 팬텀은 모두 원통형이며, 아크릴 재질로 구성되어 있다. 표준 CTDI 머리 팬텀과 몸 팬텀에는 총 9개의 구멍이 뚫려 있으며, 각각의 구멍에는 이온 전리함 또는 아크릴 막대를 끼울 수 있게 되어 있다. 본 실험에서는 중심, 동, 서, 남, 북 방향의 총 5개의 구멍을 선량 측정을 위해 사용하였으며, 각각의 구멍들은 중심에 있는 구멍으로부터 머리 팬텀의 경우는 7 cm, 그리고 몸 팬텀의 경우는 15 cm 거리만큼 각각 떨어져 있다. 본 실험에서는 머리 팬텀의 경우 15 cm의 높이를, 몸 팬텀의 경우는 10 cm의 높이를 각각 사용하였다. 표준 CTDI 머리 팬텀과 몸 팬텀을 이용하여 측정한 각 위치에서의 조사선량을 흡수선량으로 환산한 후, 아래 식 (1)을 이용하여 평균 흡수선량인 가중 CTDI 값(weighted CTDI)을 계산하였다.[9]

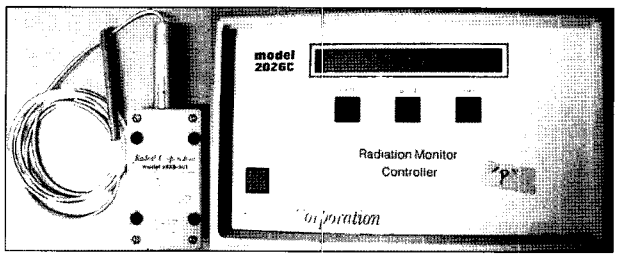

Fig. 2. Pencil ionization chamber and electrometer used for CT dose measurements.

$$CTDI_W(mGy) = \frac{1}{3} CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} CTDI_{100,P} \quad (1)$$

식 (1)에서 $CTDI_{100,C}$는 100 mm의 유효 길이를 가지는 이온 전리함을 이용하여 측정한 팬텀의 중심에서의 CTDI 값을, 그리고 $CTDI_{100,P}$는 100 mm의 유효 길이를 가지는 이온 전리함을 이용하여 측정한 팬텀의 동, 서, 남, 북 방향에서의 CTDI 평균값을 각각 나타낸다. 계산한 평균 흡수선량 값은 다시 등가 선량 값으로 환산하여 주었다.

2. 이온 전리함과 전기계

본 실험에서는 표준 CTDI 머리 팬텀과 몸 팬텀을 이용한 선량 측정을 위해 100 mm의 유효 길이를 가진 펜슬 이온 전리함(model 20×6-3CT, Radical corp.)과 전기계(model 2026C, Radical corp.)를 각각 사용하였다(Fig. 2).

3. 열형광 선량계(thermoluminescent dosimeters, TLD)

표준 CTDI 팬텀을 이용한 방사선 선량 측정은 특정 인체기관에 대한 선량 측정이 불가능하다. 따라서 본 실험에

서는 특정 인체기관별 방사선 선량을 측정하기 위해 리튬 불화물 열형광 선량계(TLD; TLD-100, Bicron-Harshaw, Cleveland, Ohio)와 인체 팬텀을 사용하였다. TLD는 방사선 선량과 선형적 관계를 가지는 연조직 등가 물질로 만들어진 것이다. 본 측정에서 사용한 TLD는 3×3×0.8 mm의 크기를 가지는 정사각형 칩 형태로 이루어져 있으며, 10 MeV X-선을 이용하여 교정한 후 ±5% 이내의 정확도를 가지는 것만 측정에 사용하였다. TLD를 이용한 측정 결과는 상용 TLD 판독기(model 5500; Bicron-Harshaw)를 이용하여 측정 후 24시간 이내에 판독하였다. TLD 판독기를 이용하여 획득한 측정값들은 교정 상수를 곱하여 흡수선량 값으로 환산하였고, 각각의 흡수선량 값을 ICRP 60[10]에서 제시한 아래 식(2)를 이용하여 유효선량 값(effective dose: ED)으로 환산하였다.

$$ED(mSv) = \sum D_{T,R} \cdot W_R \cdot W_T \qquad (2)$$

식 (2)에서 $D_{T,R}$는 방사선 R로 인한 인체조직 또는 인체기관 T 전반에 대해 평균한 흡수선량을, W_R는 측정한 방사선 종류별 가중 인자, 그리고 W_T는 각 인체조직 또는 인체기관에 대한 가중 인자를 각각 나타낸다.

4. 인체 팬텀

특정 인체기관별 방사선선량 측정을 위해 TLD와 함께 인체 팬텀(Alderson 팬텀, Radiology Support Devices Inc, Long Beach, CA)을 사용하였다. Alderson 팬텀은 ICRU-44[11] 표준을 따르는 연조직 등가 물질을 이용하여 제작되었다. 이 팬텀은 각각 2.5 cm의 두께를 가지는 총 32개의 슬라이스들로 구성되어 있고, 각 슬라이스들은 해부학적 구성에 따라 뼈 등가 물질로 만든 핀, 연조직 등가 물질로 만든 핀 또는 폐 등가 물질로 만든 핀들을 꼽을 수 있는 직경 7 mm의 원통형 구멍들을 가지고 있다. 이 각각의 핀들은 TLD를 부착할 수 있는 핀으로 대치할 수 있다. 측정에 사용한 Alderson 팬텀은 키가 155 cm이고 몸무게가 55 kg인 여성을 모델로 하여 만들어진 것이다. 선량 측정을 위한 기관들은 ICRP 60을 참고로 하여 총 14개의 기관을 (생식선, 골수, 결장, 폐, 위, 방광, 간, 식도, 피부, 심장, 신장, 소장, 비장, 자궁) 선택하였다. 총 14개의 기관 중 심장, 신장, 소장, 비장, 자궁은 결과에서 '잔여(remainder)' 기관으로 표시하였다. 총 43개의 TLD를 Alderson 팬텀 내에 장착하였으며, 이때 측정 간의 편차를 최소화하기 위해 각 인체기관별로 3개 또는 4개의 TLD를 장착하였다.

5. 데이터 획득

방사선 선량은 Philips GEMINI 16 슬라이스 PET/CT 시스템에 대하여 평가하였다. 표준 CTDI 팬텀을 이용하여 튜브 전압 값과 시간에 따른 전류 값을 변화시키면서 CT 투과 스캔에 대한 방사선 선량을 측정하였고, 이때 CT 투과 스캔은 다음과 같은 기본 매개 변수를 이용하여 측정하였다; 0.5초의 튜브 회전 속도, 3 mm의 슬라이스 두께, 3 mm의 슬라이스 간 간격, 512×512의 메트릭스 크기.

머리 팬텀의 경우, 튜브 전압 값을 120 kVp로 고정시킨 후, 시간에 따른 전류 값을 각각 35, 50, 100, 200, 300, 400, 500 mAs로 변화시키면서 CT 투과 영상을 획득하였다. 이어서 시간에 따른 전류 값을 350 mAs 고정시킨 후, 튜브 전압 값을 각각 90, 120, 140 kVp로 변화시키면서 CT 투과 영상을 획득하였다.

몸 팬텀의 경우, 튜브 전압 값을 120 kVp로 고정시킨 후, 시간에 따른 전류 값을 각각 50, 100, 200, 300, 400 mAs로 변화시키면서 CT 투과 영상을 획득하였다. 또한 시간에 따른 전류 값을 200 mAs로 고정시킨 후, 튜브 전압 값을 각각 90, 120, 140 kVp로 변화시키면서 CT 투과 영상을 각각 획득하였다.

방사선 선량은 이온 전리함을 공기 중, 팬텀의 중심, 팬텀의 가장 자리(동, 서, 남, 북 방향)에 각각 위치시켜 측정하였다.

본 연구 기관에서의 전신 임상 PET/CT 영상 획득 방식을 이용한 투과 스캔에서의 방사선 선량 측정을 위해, Alderson 팬텀과 TLD를 이용하여 ^{137}Cs 투과 스캔과 고화질 CT 투과 스캔을 각각 수행하여 각 인체기관별 선량을 측정하였다. ^{137}Cs 투과 선원을 이용한 스캔의 경우 총 8 bed 만큼 영상을 획득하였으며, 영상 획득 시간은 약 9분이 소요되었다. 고화질 CT 스캔의 경우 120 kVp/250 mAs에서 영상을 획득하였다.

결 과

표준 머리 팬텀과 몸 팬텀을 이용한 CT 투과 스캔에 대한 선량 측정 결과, 선량 값이 튜브 전압 값과 전류 값에 의존하는 것을 확인할 수 있었다. Fig. 3과 4에 다양한 튜브 전압 및 전류 값에 따른 각각의 선량 측정 결과를 나타내었다.

머리 팬텀의 경우, 튜브 전압을 120 kVp로 고정시킨 후, 전류 값을 35~500 mAs만큼 변화시켰을 때, 측정한 등가선량

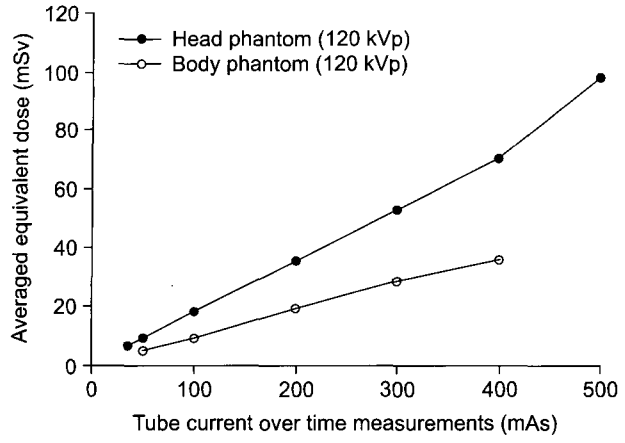

Fig. 3. Equivalent dose measured with the standard CTDI head and body phantoms by changing the tube current, when the tube voltage was fixed to 120 kVp.

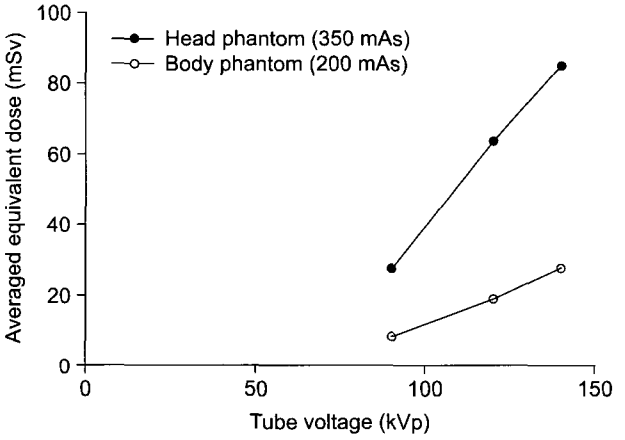

Fig. 4. Equivalent dose measured with the standard CTDI head and body phantoms by changing the tube voltage, when tube current was fixed to 350 mAs for head phantom and 200 mAs for body phantom, respectively.

값이 가장 낮은 6.5 mSv (35 mAs)에서 가장 높은 97.7 mSv (500 mAs) 범위만큼 각각 나타났다(Fig. 3). 전류 값을 350 mAs로 고정시킨 후, 전압 값을 90~140 kVp만큼 변화시켰을 때, 전압 값이 가장 낮은 90 kVp에서 27.3 mSv만큼, 그리고 전압 값이 가장 높은 140 kVp에서는 85.0 mSv만큼의 등가선량 값을 각각 얻었다(Fig. 4).

몸 팬텀의 경우, 튜브 전압을 120 kVp로 고정시킨 후, 전류 값을 50~400 mAs만큼 변화시켰을 때, 측정한 등가선량 값이 가장 낮은 4.8 mSv (50 mAs)에서 가장 높은 35.8 mSv (400 mAs) 범위만큼 각각 나타났다(Fig. 3). 전류 값을 200 mAs로 고정시킨 후, 전압 값을 90~140 kVp만큼

Table 1. Organ and effective dose for our clinical whole body transmission scan with ^{137}Cs.

Organ	Dose (mSv)
Gonads	0.13
Bone marrow	0.14
Colon	0.17
Lungs	0.17
Stomach	0.16
Bladder	0.14
Liver	0.16
Esophagus	0.16
Skin	0.17
Remainder	0.16
Effective dose	0.14

Table 2. Organ and effective dose for our clinical whole body high quality CT scan.

Organ	Dose (mSv)
Gonads	31.20
Bone marrow	23.90
Colon	39.50
Lungs	34.80
Stomach	36.80
Bladder	30.60
Liver	37.60
Esophagus	29.10
Skin	42.30
Remainder	35.26
Effective dose	29.49

변화시켰을 때, 전압 값이 가장 낮은 90 kVp의 경우 8.5 mSv만큼, 전압 값이 가장 높은 140 kVp의 경우 27.7 mSv 만큼의 등가선량 값을 얻었다(Fig. 4).

표준 CTDI 팬텀을 이용한 실험 결과로부터, 튜브 전압 값을 고정시켰을 때, 전류 값이 증가할수록 등가 선량 값이 증가함을, 그리고 전류 값을 고정시켰을 때, 튜브 전압 값이 증가할수록 등가 선량 값이 증가함을 확인할 수 있었다.

본 연구 기관에서의 전신 임상 PET/CT 영상 획득 방식을 이용한 ^{137}Cs 투과 스캔과 고화질 CT 투과 스캔에 대한 방사선 선량 측정 결과를 Table 1과 2에 각각 나타내었다. ^{137}Cs 투과 스캔의 경우 0.14 mSv (Table 1)의 유효선량 측정 결과를, 고화질 CT 투과 스캔의 경우는 29.49 mSv (Table 2)의 유효선량 측정 결과를 각각 나타내었다. 예상할 수 있듯이, 전신 PET/CT 영상의 감쇠 보정을 위해 사

용한 ^{137}Cs 투과 스캔에 대한 각 인체기관별 등가 선량이 환자의 진단을 위해 사용하는 고화질 CT 투과 스캔의 등가선량 측정 결과에 비해 상대적으로 매우 낮은 값을 나타내는 것을 확인할 수 있었다. ^{137}Cs 투과 스캔의 경우 생식선에서 가장 낮은 0.13 mSv의 등가선량을 나타내었고, 결장, 폐, 피부에서 0.17 mSv의 가장 높은 등가선량 측정 결과를 각각 나타내었다(Table 1). 고화질 CT 투과 스캔의 경우는 골수에서 23.90 mSv의 가장 낮은 등가선량 값을, 그리고 피부에서 가장 높은 42.30 mSv의 등가선량 값을 각각 나타내었다(Table 2).

고찰 및 결론

PET/CT는 기존의 PET에 비해 상대적으로 높은 방사선 피폭을 환자에게 야기할 수 있으므로 이에 대한 평가는 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서는 우리 기관에서 보유하고 있는 Philips GEMINI 16 슬라이스 PET/CT 시스템에 대한 선량 평가를 수행하였다.

CT 스캔 동안 튜브 전압 및 전류 값의 변화에 따른 방사선 선량 측정 결과로부터 튜브 전압과 전류 값이 증가할 때 방사선 선량도 같이 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 결과는 PET/CT 영상 획득 시, 우리가 원하는 화질과 정보를 얻을 수 있는 PET 또는 CT 영상을 확보하면서 환자의 피폭을 최소화하기 위해서는 각각의 임상 환경에 알맞은 적정 CT 튜브 전압 및 전류 값을 확립하는 것이 매우 중요함을 나타낸다고 할 수 있다.

현재 본 연구자가 속한 기관에서는 전신 임상 PET/CT 환자 영상 획득 시, 기본적으로 환자의 위치 설정을 위한 CT 토포그램, PET 방출 영상, 감쇠 보정을 위한 ^{137}Cs 투과 스캔, 조영제를 이용한 진단용 고화질 CT 스캔을 각각 한 환자에 대하여 획득한다.

본 연구에서는 위의 4가지 전신 PET/CT 영상 획득 과정 중 ^{137}Cs 투과 스캔과 진단용 고화질 CT 스캔에 대한 방사선 선량을 각각 평가하였다.

^{137}Cs 투과 스캔에 대한 방사선 선량 측정 결과, 0.14 mSv의 유효선량을 얻었다. 본 연구에서 사용한 ^{137}Cs 투과 선원의 경우 662 keV의 에너지와 740 MBq의 방사능 세기를 가지고 있다. Wu 등[6]은 511 keV의 에너지를 가지는 ^{68}Ge 투과 선원을 사용하는 Siemens ECAT EXACT HR+와 GE Discovery LS PET/CT 시스템에서의 전신 투과 스캔에 대한 유효 선량이 두 시스템 모두 1.0×10^{-5} (mSv/MBq · min)로 측정되었다고 보고하고 있다. 이 결과는 본 연구에서 측정한 Philips GEMINI 시스템의 전신 ^{137}Cs 투과 스캔에 대한 2.0×10^{-5} (mSv/MBq · min)의 유효선량 값에 비해 약간 낮은 결과를 보여주고 있다. 물론 두 연구 결과는 유효선량 측정 시, 각각의 다른 시스템과 동일하지 않은 측정 조건들을 사용하였기 때문에 직접적으로 비교하기는 어렵다고 생각한다.

앞에서 언급한 것처럼 본 연구자가 속한 기관에서는 ^{137}Cs 투과 스캔을 감쇠 보정에 사용하기 때문에 감쇠 보정에 사용하는 CT 투과 스캔에 대한 방사선 선량 평가는 수행하지 않았다. 그런데 최근 Wu 등[6]이 GE Discovery LS 4 슬라이스 PET/CT 시스템에서 감쇠 보정을 위한 CT 투과 스캔(140 kVp/64 mAs)에 대한 선량을 평가한 결과, 3.0×10^{-1} mSv의 유효선량을 획득하였다고 보고한 바 있다. 본 연구자가 속한 기관에서는 환자에 대해 감쇠 보정용 CT 투과 스캔을 시행하지는 않지만, 영상 획득 시 140 kVp/20 mAs를 사용하는 것으로 설정되어 있다. 따라서 추가적인 연구 진행 시 이에 대한 선량을 평가한다면 ^{137}Cs 투과 스캔과의 비교가 가능하여 매우 유용할 것이라고 생각한다.

고화질 CT 투과 스캔에 대한 방사선 선량 측정 결과, 29.49 mSv의 유효선량을 얻었다. 이는 예상할 수 있듯이, ^{137}Cs 투과 스캔에 비해 상대적으로 매우 높은 유효선량 값을 나타내었다. 이러한 결과는 고화질 CT 영상을 얻기 위해 사용한 250 mAs의 매우 높은 전류 값이 많은 기여를 하였을 것이라고 생각한다.

본 연구에서는 전신 PET/CT 투과 스캔에 대한 선량 평가 시, ICRP 60에서 권고하는 인체 기관들 중 유방, 갑상선, 뼈표면에 대한 방사선 선량은 측정하지 않았다. 따라서 이들 기관을 모두 포함한 전신 투과 스캔에 대한 방사선 선량 측정값과 일부 차이가 있을 수 있는 제한점이 있다.

본 연구에서는 환자에게 주사하는 ^{18}F-FDG 방사능 선원과 CT 토포그램에 대한 선량 평가는 수행하지 않았다. 그러므로 한 환자당 전신 PET/CT 영상 획득 시의 총 방사선 피폭 선량은 본 연구에서 측정한 ^{137}Cs 투과 스캔 및 고화질 CT 스캔에 대한 선량보다 더 높을 것이라는 것을 예상할 수 있다. 비록 본 연구에서는 ^{18}F-FDG 방사능 선원에 대한 선량 평가를 수행하지는 않았지만 Deloar 등[12]이 보고한 데이터로부터 대략적인 ^{18}F-FDG 방사능에 대한 선량을 추산해 볼 수 있다. 우리 기관에서는 기본적으로 몸무게당 5.365 MBq의 ^{18}F-FDG를 주사한다. 따라서 본 실험에서 사용한 몸무게 55 kg의 인체 팬텀의 경우 총 295 MBq의 ^{18}F-FDG를 주사하게 될 것이다. 그러므로 이를 이용하

여 Deloar 등[12]의 데이터로부터 유효선량을 계산하면 약 6.787 mSv가 된다. 따라서 환자는 이 유효선량만큼의 방사선 피폭 선량을 더 받게 될 것이다. 또한 여기에 CT 토포그램에 의한 방사선 피폭도 추가적으로 더해질 것이다.

전신 PET/CT 영상 획득 시 환자의 방사선 피폭을 최소화하는 것은 매우 중요하다. 그런데 이러한 환자의 방사선 피폭에 가장 큰 기여를 하는 것이 고화질 전신 CT 영상 획득이라고 할 수 있다. 그러나 한편으로는 질병의 정확한 진단을 위해서는 우리가 원하는 영상의 화질을 유지할 수 있어야 하고, 추가적인 정보 확보를 위한 고화질 CT 영상의 획득이 필요하다. 따라서 우리가 원하는 영상의 화질을 유지하면서 환자에 대한 방사선 피폭을 최소화하기 위한 영상 획득 방식의 최적화가 반드시 이루어져야 한다. Wu 등[7]이 전신 PET/CT 영상 획득 시 감쇠 보정을 위한 CT 투과 스캔으로부터의 방사선 선량을 줄이고자 하는 연구를 수행한 바 있다. 이들은 기존의 감쇠 보정용 CT 투과 스캔 시 사용하던 140 kVp/80 mA의 값을 140 kVp/10 mA로 줄여도 동일한 화질의 감쇠 보정한 PET 영상을 획득할 수 있었고, 또한 이로부터 유효선량을 18.97 mSv에서 8.81 mSv만큼 줄일 수 있었다고 보고하고 있다.

결론적으로, PET/CT 시스템에서 표준 CTDI 팬텀과 이온 전리함, 그리고 Alderson 인체 팬텀과 TLD를 이용하여 전신 투과 스캔에 대한 방사선 선량을 평가할 수 있었다. 전신PET/CT 영상 획득 시, 우리가 원하는 영상의 화질을 유지하면서 환자에 대한 방사선 피폭을 최소화하기 위한 영상 획득 방식의 최적화에 대한 추가적인 연구가 이루어져야 할 것이라고 생각한다.

감사의 글

본 연구에 도움을 주신 강천구, 오신현, 김태성, 권윤영, 봉정균 선생님께 진심으로 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. **Townsend DW, Beyer T**: A combined PET/CT scanner: the path to true image fusion. The British J Radiol 75:S24-S30 (2002)
2. **Beyer T, Townsend DW, Brun T, et al**: A combined PET/CT scanner for clinical oncology. J Nucl Med 41:1369-1379 (2000)
3. **Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D**: Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. Med Phys 25:2046-2053 (1998)
4. **Burger C, Georres G, Schoenes S, Buck A, Lonn AHR, 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 29:922-927 (2002)
5. **Almeida P, Bendriem B, de Dreuille O, Peltier A, Perrot C, Brulon V**: Dosimetry of transmission measurements in nuclear medicine: a study using anthropomorphic phantoms and thermoluminescent dosimeters. Eur J Nucl Med 25:1435-1441 (1998)
6. **Wu TH, Huang YH, Lee JJS, et al**: Radiation exposure during transmission measurements: comparison between CT- and germanium-based techniques with a current PET scanner. Eur J Nucl Med Mol Imaging 31:38-43 (2004)
7. **Wu TH, Chu TC, Huang YH, et al**: A positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) acquisition protocol for CT radiation dose optimization. Nucl Med Comm 26: 323-330 (2005)
8. **Brix G, Lechel U, Glatting G, et al**: Radiation exposure of patients undergoing whole-body dual-modality 18F-FDG PET/CT examinations. J Nucl Med 46:608-613 (2005)
9. **Brix G, Lechel U, Veit R**: Assesment of a theoretical formalism for dose estimation in CT: an anthropomorphic phantom study. Eur Radiol 14:1275-1284 (2004)
10. **ICRP Publication 60**: *Recommendations of the International Commission on Radiation Protection.* International Commission on Radiation Protection, New York, NY (1990)
11. **ICRU Report 44**: *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement.* International commission on radiation units and measurements, Bethesda, MD (1989)
12. **Deloar HM, Fujiwara T, Shidahara M, et al**: Estimatin of abosorbed dose for 2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose using whole-body positron emission tomography and magnetic resonance imaging. Eur J Nucl Med Comm 25:565-574 (1998)

Radiation Dose during Transmission Measurement in Whole Body PET/CT Scan

Hye-Kyung Son*, Sang Hoon Lee†, Sora Nam‡, Hee-Joung Kim*‡

*Research Institute of Radiological Science, Yonsei University, †Department of Radiation Oncology, NHIC Ilsan Hospital, ‡Department of Radiological Science, Yonsei University

The purpose of this study was to evaluate the radiation doses during CT transmission scan by changing tube voltage and tube current, and to estimate the radiation dose during our clinical whole body ^{137}Cs transmission scan and high quality CT scan. Radiation doses were evaluated for Philips GEMINI 16 slices PET/CT system. Radiation dose was measured with standard CTDI head and body phantoms in a variety of CT tube voltage and tube current. A pencil ionization chamber with an active length of 100 mm and electrometer were used for radiation dose measurement. The measurement is carried out at the free-in-air, at the center, and at the periphery. The averaged absorbed dose was calculated by the weighted CTDI ($CTDI_w=1/3CTDI_{100,c}+2/3CTDI_{100,p}$) and then equivalent dose were calculated with $CTDI_w$. Specific organ dose was measured with our clinical whole body ^{137}Cs transmission scan and high quality CT scan using Alderson phantom and TLDs. The TLDs used for measurements were selected for an accuracy of ±5% and calibrated in 10 MeV X-ray radiation field. The organ or tissue was selected by the recommendations of ICRP 60. The radiation dose during CT scan is affected by the tube voltage and the tube current. The effective dose for ^{137}Cs transmission scan and high quality CT scan are 0.14 mSv and 29.49 mSv, respectively. Radiation dose during transmission scan in the PET/CT system can measure using CTDI phantom with ionization chamber and anthropomorphic phantom with TLDs. Further study need to be performed to find optimal PET/CT acquisition protocols for reducing the patient exposure with same image quality.

Key Words: Whole body PET/CT, Radiation dosimetry