

저 에너지 X선 조사 시 PMMA 팬텀 내의 흡수선량 평가를 위한 몬테카를로 시뮬레이션

김상태*, 강상구**, 김종일**

한려대학교 방사선학과*, 전북대학교 방사선과학기술학과**

Monte Carlo Simulation for absorbed dose in PMMA phantom during the low-energy X-ray irradiation

Sangtae Kim*, Sangkoo Kang**, Chongyeal Kim**

Department of Radiological Science, Hanlyo University, Department of Radiation Science & Technology***

요약

Geant4와 DICOM 파일의 연동을 이용한 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 실제 환자의 흡수선량을 산출하는 새로운 방법을 제시하고, Geant4 계산코드의 검증을 위해 MOSFET 선량계를 이용하여 PMMA 모의 팬텀 깊이에 따른 중심에서의 흡수선량 실측값과 Geant4 시뮬레이션 결과값을 비교하였다. PMMA slab의 불완전한 압착으로 인해 발생한 불균등한 간격의 공기층이 존재하지 않은 부분에서는 X선 조사야 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ 와 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 에서 각각 $0.46 \pm 4.69\%$ 와 $-0.75 \pm 5.19\%$ 로 나타났다. PMMA 모의 팬텀의 불완전한 압착에 의해 나타난 오차를 제외하면 Geant4와 DICOM 파일의 연동을 통한 몬테카를로 시뮬레이션에 의한 계산값이 잘 일치함을 알 수 있다.

중심단어: Geant4, DICOM, 몬테카를로 시뮬레이션, 흡수선량

Abstract

This study offered a new method to calculate absorbed dose of actual patients through Monte Carlo Simulation by using the linkage of Geant4 and DICOM, and, the experimental value of absorbed dose at the center and Geant 4 simulation result according to the depth of PMMA mock phantom were compared by using MOSEF in order to verify Geant4 calculation code. In the area where there was no air space between the irregular gap due to incomplete compression of PMMA slab, the differences were 0.46 ± 4.69 percent and -0.75 ± 5.19 percent in $15 \times 15 \text{ cm}^2$ and $20 \times 20 \text{ cm}^2$ respectively. Excluding the error due to incomplete compression of PMMA mock phantom, the calculation values of the Monte Carlo simulation by linkage of Geant4 and DICOM was the same.

Key Words : Geant4, DICOM, Monte Carlo simulation, absorbed dose

I. 서론

몬테카를로 방법은 알려진 미시적 상호작용들을 적용하여 입자를 수송하고, 이를 무수히 많은 입자에 대하여 시행함으로써 관심의 대상이 되는 물리량을 예측하는 통계적 계산방법이다. 몬테카를로 방법을 이용한 계산은 측정값을 정확하게 예측하는 것으로 알려져 있으며, 일반적으로 인체와 같이 측정이 어렵거나 불가능한 경우, 또는 사전에 실험결과를 예측하는 경우 유용한 계산기법으로서 사용된다. 의료용 입자가속기 분야에서 물질 중 광자와 전자의 물리적 과정을 통계적 방법으로 시뮬레이션 하는 대표적인 시뮬레이터(simulator)로 EGS4, MCNP, Geant4가 있다. 이 중 Geant4는 고에너지 입자 실험을 위해 유럽입자물리연구소(CERN : Organisation Européenne pour la Recherche Nucléaire)에서 개발한 시뮬레이터로서 이론적으로 모든 입자에 적용이 가능하고 C++ 언어로 이루어진 프로그램으로 현재 다양한 분야에서 활용되고 있으며, 이미 방사선 치료 영역에서 지속적인 연구와 결과 데이터를 통해 이미 그 유용성이 입증되었다^[1].

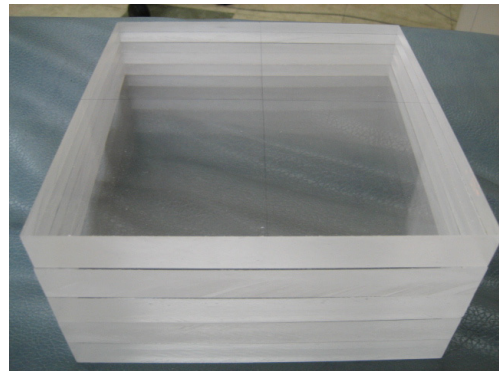
Geant4는 구성 프로그래밍 언어가 객체지향언어인 C++ 로 이루어져 Fortran 으로 구성된 EGS4에 비해 사용자로 하여금 프로그래밍에 있어 기능성과 모듈성, 확장성 그리고 개방성을 추구하는 Geant4가 앞으로 고에너지 영역의 방사선 치료뿐만 아니라 상대적으로 저 에너지 방사선을 이용한 진단영역에서의 환자선량평가, 방사선방호계획에 이용됨에 있어 더욱 유용하게 적용될 수 있음을 시사한다. 방사선 진단영역인 영상의학에서의 환자선량평가를 하는데 있어 결과값에 다양한 변수가 작용하여 신뢰도와 정확도가 떨어지는 TLD(Thermo-Luminescence Dosimeter)와 복잡한 인체 내부 장기 등의 해부학적 구조물을 구체적으로 재현하는데 한계가 있는 인체모형팬텀을 이용한 선량평가보다 구체적인 인체 내 선량 분포를 예측하여 의료방사선의 방사선방호계획을 수립하는데 보다 용이하고 신뢰도와 정확도 그리고 재현성을 높이는데 기여할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 Geant4와 CT 스캔 후 얻어진 DICOM 파일을 연동한 몬테카를로 시뮬레이션 값과 PMMA 팬텀내의 흡수선량을 실측한 값을 비

교하여 신뢰성있는 인체내 선량분포 및 흡수선량을 획득하기 전에 저 에너지 X선영역에서의 선량평가 시 Geant4와 DICOM 연동을 통한 선량평가 정확성을 증명하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. PMMA(Polymethyl Methacrylate) 모의 팬텀

DICOM 파일을 연동한 Geant4 시뮬레이션 선량분포 결과값과의 비교를 위해 CT 스캔과 투시촬영시의 흡수선량 측정에 사용된 모의 피폭체는 가로 × 세로 × 높이, 20 × 20 × 20 cm² 의 정육면체의 형태를 지니는 PMMA 재질로 이루어졌다[그림 1].



[그림 1] PMMA 모의 팬텀의 외관

2. X선 발생장치

2.1 CT 스캐너

PMMA 모의 팬텀과 사람의 복부-골반을 스캔하기 위한 CT 장비로는 Philips Brilliance 64 MDCT 를 사용하였다.

2.2 투시촬영 장치 및 X선 조사 조건

본 연구에서는 Phillips사에서 제작된 under tube type 의 Easy Diagnost Eleva Inverter R/F(Phillips, USA) 를 사용하였으며 X선 투시촬영 시 모든 촬영 조건은 수동으로 조정하여 시행하였으며 조사 조건은 [표 1]과 같다.

[표 1] X선 조사 조건(Exposure condition)

Fluoroscopy	
SID(cm)	70
kVp	85
mA	3
Exposure time(sec)	150
FOV(cm ²)	15×15, 20×20

3. PMMA 팬텀 내의 흡수선량 측정

PMMA 팬텀의 각 PMMA 슬라이스(2 cm 두께)사이 정중앙에 MOSFET 검출기를 삽입하여 투시촬영대 바닥으로부터 2, 4, 6, 8, 10 ... 20 cm 깊이에서의 흡수선량을 측정하였다. 선량측정에 앞서 선량측정기의 교정이 이루어졌으며 교정 및 측정에 관해서는 아래에 기술하였다.

3.1 전리조 교정

투시촬영장치의 선량교정을 위한 전리조로는 Victoreen社의 NERO mAx(Model 8000)를 이용하였다. 전리조 volume은 45cc이며, 1mR~9999mR의 측정범위를 가지고 있다. 실험에 사용하기 전에 전리조는 식품의약품안전청에서 표준선질에 의해 교정을 마친 장비이며, 측정된 모든 선량은 스펙트럼의 해상도(RE)가 높은, 좁은 스펙트럼(NS, 해상도 범위:27~37)의 교정 계수중 불확도가 낮은 ISO NS 80 선질에 의해 교정된 교정계수 0.808^[2]을 적용하여 교정된 선량값으로 사용하였다.

3.2 MOSFET 선량계 교정

본 연구에 사용된 투시촬영장치의 반가층은 100 kVp에서 2.7 mm Al이다^[3]. 우선, 기존의 X-ray 튜브를 이용하여 MOSFET 선량계를 교정하였다. 교정을 하기 위해서, MOSFET 선량계를 전리조와 나란히 배치하고 100 kVp에 해당하는 X선에 노출시켰고 노출량을 측정하였다. 조사선량에서 흡수선량으로의 전환을 f-factor, 전리조 보정 계수(chamber correction factor), 및 온도 및 압력 보정 계수(temperature and pressure correction factor)를 고려하여 계산하였다.

4. 몬테카를로 시뮬레이션

4.1 X선 스펙트럼 생성

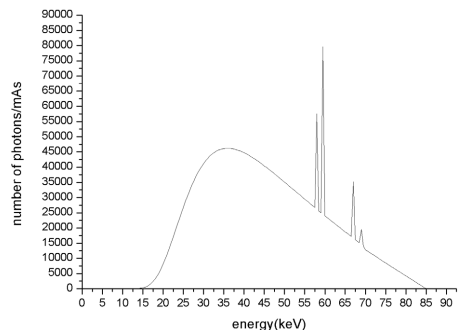
투시촬영에 사용되는 X선 스펙트럼은 본 연구에 사용된 투시촬영장비의 기술정보와 IPEM-78^[4]을 이용하여 설정하였다. IPEM-78은 방출 X선의 스펙트럼을 제공하는 코드로서 표적 물질로는 텅스텐(tungsten), 로듐(rhodium), 몰리브덴(molybdenum)으로서 세 가지, 관전압 범위는 30~150 kVp, 표적 각도 6~22°, 필터 물질로 알루미늄(aluminum), 베릴륨(beryllium), 구리(copper), 공기(air), 뼈(bone) 등에 대한 자료를 내장하여 사용자가 해당 X선 장치의 특성에 맞춰 사용할 수 있도록 구성되어 있다. 출력은 0.5 keV 간격의 에너지별로 mAs당 mm²당 광자의 수 (Photons/mAs·mm²)를 제공한다. [표 2]는 본 연구에서 사용된 투시촬영장비의 X선 발생 조건이며, [그림 3]은 [표 2]를 근거로 한 IPEM-78의 스펙트럼 생성 결과이다.

[표 2] X선 스펙트럼 생성 조건

Target material	Tungten
Tube voltage(kVp)	85
Anode angle(degree)	12
Filter	2.7 mm Al

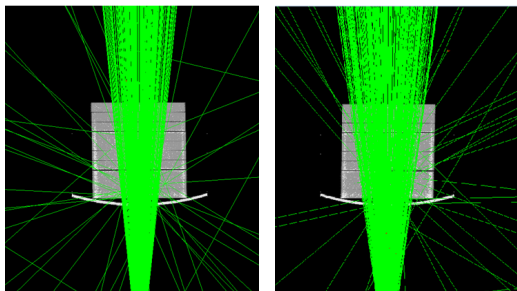
4.2 모델링

본 연구에서는 Geant4.9.3p01을 사용하였다. 선원은 점선원으로 가정하였으며, 각 방사선 조사야 크기에 따른 적합한 각도의 부채상 형태로 근사시켰다.



[그림 2] 85keV X선 스펙트럼 생성

PMMA 팬텀 DICOM 파일의 아이소센터(isocenter)로부터 각각 50 cm 떨어진 거리에 선원을 배치하고, 투시촬영대는 그 구성원소가 CT의 침상과 비슷한 탄소가 주성분이므로 X선의 흡수가 거의 이루어지지 않는다. 따라서 신체내부 선량분포 계산을 위한 시뮬레이션에서는 투시촬영대를 대체하여 CT의 침상을 투과하여 인체를 투과하는 형태로 under tube type 투시촬영대와 유사한 기하학적 구조로 모델링하였다. 또한 인체를 투과한 X선이 영상증배관(I.I. tube) 등의 구조물에서 일부 산란하여 환자의 선량에 기여하는 부분이 있지만 이러한 후방산란 선량은 주선속(1차 빔)에 의한 선량에 비해 극히 작으므로 영상증배관등의 X선이 인체를 투과한 이후의 구조물은 모델에 포함하지 않았다. 몬테카를로 시뮬레이션에 사용한 입자 히스토리를 조사야 별로 각각 5×10^8 개, 8×10^8 개로 하였으며, 물리 모델은 광자와 전자의 물리적 수송 모델인 standard physics model을 적용하였다^[5,6]. 2차 입자 생산 역치를 결정하는 set cut은 광자, 전자, 양전자 모두 0.1 mm로 지정하였다. [그림 3]은 실제 시뮬레이션을 시각화한 그림이다.



(a) X선 조사야 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ (b) X선 조사야 $20 \times 20 \text{ cm}^2$

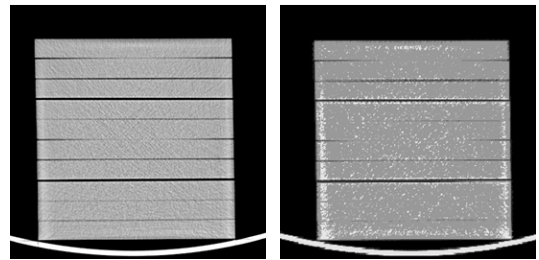
[그림 3] 시뮬레이션상의 X선 조사 모습

4.3 Geant4-DICOM 인터페이스

본 연구자는 Geant4에서 제공하는 example code에 근거한 DICOM 인터페이스를 시행하였으나 본 연구에 적합한 시뮬레이션을 위해 DICOM 인터페이스가 원래의 Geant4 example code에서 일부 수정 및 보완을 통해 재설계 하였다. DICOM 인터페이스는 CT 데이터를 시뮬레이션 내에서 지오메트리를 만드는 데 적절

한 형식으로 변환시키는 역할을 한다.

Geant4에서는 ASCII 코드화된 각 DICOM 파일들의 슬라이스 정보, 픽셀의 위치, 그 픽셀에서의 Hounsfield 정보를 Geant4 코드에서 사용가능하도록 변환 후 이를 복셀화 하였다[그림 4].



(a) DICOM 이미지(.dcm) (b) Geant4 변환 이미지(.g4dcm)

[그림 4] Geant4에서 지오메트리를 위한 변환 이미지

5. Geant4 선량 정규화 인자

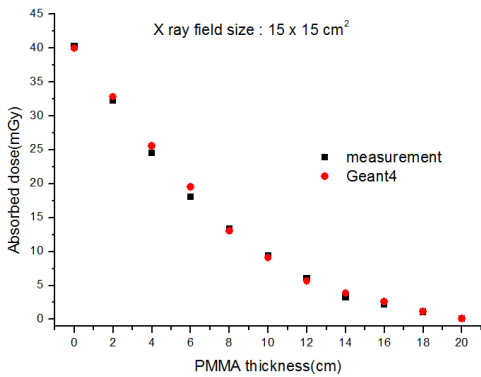
Geant4 시뮬레이션 계산값과 MOSFET 측정값과의 보정을 위한 정규화 인자를 구하였다[표 3]. Jarry 등^[7]의 방법을 참조하여 각 X선 조사야 크기별 측정값을 구하여 시뮬레이션 결과를 선량으로 환산하는 인자를 구하였다. 실제 선량 측정 시와 동일한 상황에서 후방산란을 고려한 흡수선량을 얻기 위해 선원에서 40 cm 거리의 PMMA 팬텀 표면에 MOSFET을 조사야 중심에 위치시킨 후 3 mA, 150 sec(450 mAs)로 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ 과 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 의 조사야로 조정하여 조사하였다.

[표 3] Geant4 시뮬레이션에서 흡수선량 계산 시 선량 보정을 위한 정규인자(normalization factor ; NF)

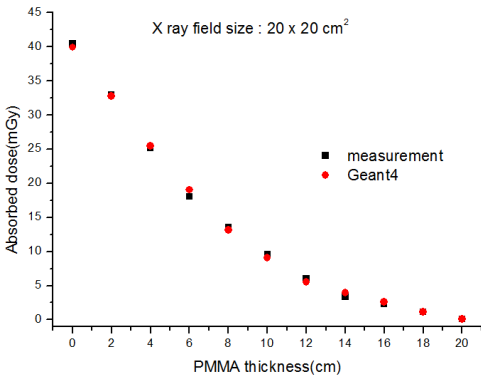
Beam energy (kVp)	X ray field size (cm^2)	Measurement (mGy)	Geant4 ($10^{-15} \text{mGy} / \text{particle}$)	NF ($10^{16} \text{particle} / \text{mAs}$)
85	15×15	40.22	2.63 ± 0.013	1.52
85	20×20	40.45	3.82 ± 0.011	1.04

Ⅲ. 결과

PMMA 모의 팬텀을 스캔한 DICOM 파일의 x × y축 길이는 284 mm × 284 mm, 슬라이스 간격은 1.5 mm이다. 이 파일들을 시뮬레이션 시, 한 슬라이스에서의 복셀은 256 × 256개이다. 즉, 복셀의 크기는 각각 약 1.11 mm × 1.11 mm × 1.5 mm 크기로 시뮬레이션의 결과 데이터를 한 슬라이스의 모든 복셀에서의 선량 값으로 출력하였다.



(a) X선 조사야 15 × 15 cm²

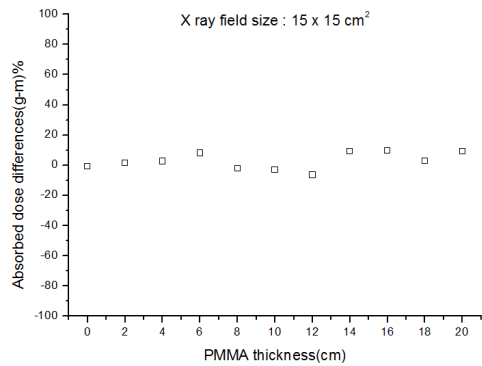


(b) X선 조사야 20 × 20 cm²

[그림 5] 조사야 별 PMMA 팬텀 깊이에 따른 MOSFET 실측치와 Geant4 시뮬레이션 결과의 비교

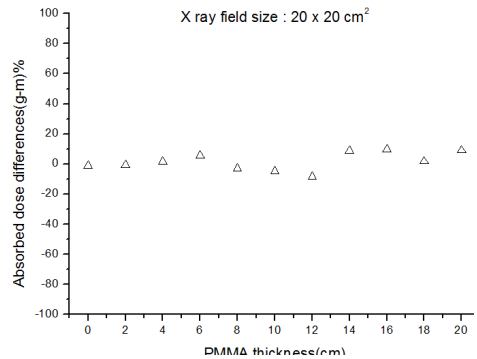
본 연구에서는 15 × 15 cm²과 20 × 20 cm² 크기의 조사야로 나누어 PMMA에서의 흡수선량을 구하기 위한 몬테카를로 계산을 수행하였다. Geant4를 이용한 몬테카를로 계산에서는 많은 양의 히스토리를 실행할 수록 계산값의 불확정도가 감소하게 된다. 15 × 15

cm² 조사야에서는 5 × 10⁸개의 히스토리를 실행하였고, 20 × 20cm²에서는 9 × 10⁸개의 히스토리를 실행하였다. DICOM의 각 복셀에서 구해진 계산값에서 깊이에 따른 조사야의 중심축에 대한 흡수선량값을 구하였다. Geant4 시뮬레이션을 통해 평가한 조사야 별 선량분포와 백분율 오차, PMMA 팬텀 내 흡수선량을 MOSFET 측정 결과와 비교하여 [그림 5,6]에 도시하였다. 대부분의 측정지점에서의 깊이선량 결과는 아주 미미하기는 하지만 MOSFET 측정결과가 높게 나타났으며, 반대로 투시 촬영대 바닥으로부터 PMMA 모의 팬텀 6, 14, 16 cm 깊이 지점에서는 Geant4 시뮬레이션 결과가 약간 높게 나타났다[그림 5,6].



(a) X선 조사야 15 × 15 cm²

$$*Diff(\%) = (Geant4 - measurement / measurement) \times 100$$



(b) X선 조사야 20 × 20 cm²

[그림 6] MOSFET 실측치과 Geant4 시뮬레이션의 X선 조사야 크기별 흡수선량 백분율 오차

이처럼 일부 깊이에서 MOSFET 실측값과 Geant4 시뮬레이션값의 약간의 차이가 나는 이유는 PMMA slab의 압착이 완전히 되지 않은 지점에서 불가피하게

발생되는 2 cm 두께별 PMMA 경계지점의 부정확한 CT number로 인한 오차도 고려해 볼 수 있다. 하지만 그 차이는 매우 작아 실제 측정값과 시뮬레이션 값의 비교에 있어 무시할 수 있을만한 차이이다. 또한 투시촬영대와 CT 침상은 구성성분은 유사하지만 투시촬영대는 편평한 반면 CT 침상은 약간 굴곡이 있어 인체를 투과하기전의 X선 스펙트럼의 변형을 고려해볼 수 있다. 이로 인해 PMMA 팬텀의 일부 깊이에서 Geant4 시뮬레이션 결과가 MOSFET 선량측정 결과와의 작은 차이를 보인 것으로 사료된다.

IV. 고찰

본 연구에서는 MOSFET 선량계를 이용하여 PMMA 모의 팬텀 깊이에 따른 중심에서의 흡수선량 실측값과 Geant4 시뮬레이션 결과값을 비교하였다. 이는 Geant4 코드를 이용한 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 DICOM 파일을 연동한 실제 환자의 피폭선량의 예측이 가능함을 시사한다. 몬테카를로 시뮬레이션 결과는 MOSFET 선량계로부터 측정된 PMMA 모의 팬텀내의 흡수선량과 Geant4 계산 결과와 비교할 때 X선 조사야 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ 와 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 에서 각각 최대 9.78% 와 9.69% 정도의 차이를 나타내었다. 하지만 이는 MOSFET 선량계를 이용한 실측시와 시뮬레이션시의 PMMA 팬텀의 압착상태가 일치하지 않아 나타난 PMMA 모의 팬텀의 일부 공기층에서의 오차로서 이러한 PMMA slab의 불완전한 압착으로 인해 발생한 공기층이 존재하지 않은 부분에서는 X선 조사야 $15 \times 15 \text{ cm}^2$ 와 $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 에서 각각 $0.46 \pm 4.69\%$ 와 $-0.75 \pm 5.19\%$ 로 나타나 실험에서 PMMA 팬텀내의 공기층을 줄이는 것이 중요한 부분임을 알 수 있었다. 결과에 나타난 바와 같이 PMMA 모의 팬텀의 불완전한 압착으로 인해 경계면에서 나타난 오차를 제외하면 Geant4와 DICOM 파일의 연동을 통한 몬테카를로 시뮬레이션에 의한 계산값이 잘 일치함을 알 수 있다. 환자의 선량평가에 흔히 이용되는 인형 팬텀을 활용한 방법에 따른 선량분포의 오차범위는 $\pm 10\%$ 정도인 것으로 보고되었다^[8,9,10]. 하지만 이것은 MeV 단위의 고에너지를 사용하는 치료영역에서의 보고이며 400 keV 이하의 저에너지 영역에서는 오차범위가 더욱 불

확실하며, 특히 100 keV이하의 영역에서 광전효과와 증가로 인한 측정값의 과잉현상은 TLD나 PLD 소자의 사용은 그 정확도와 재현성 측면에서 더욱 비판적일 수 밖에 없다. 물론, 본 연구에서의 불균일한 조직들로 구성되어 있는 체내의 흡수선량분포는 비교적 정확하지만 절대적인 신뢰도를 가지는 선량은 아니다. 지속적인 선량 보정 메커니즘을 통해 정밀도를 높이고는 있지만 여전히 선량분포의 차이가 존재한다. 이를 위해 여러 연구자들로 하여금 보다 높은 선량의 정확성을 확보하기 위한 몬테카를로 시뮬레이션의 연구가 진행되고 있다.

본 연구와 같은 Geant4 시뮬레이션을 수행함에 있어서 빠른 시간과 일반적인 PC의 메모리 크기 내에서 환자 데이터(DICOM 파일)를 이용하여 통계적으로 신뢰성 있는 신체내부의 선량분포를 계산하는 것은 쉽지 않다. 이유는 환자의 지오메트리를 형성하는 복셀의 수가 대단히 많기 때문이다. 의료적 응용면에서 이 요구 사항을 충족시키기 위해 version 8.1 이후 Geant4 collaboration에 의해 보다 효율적인 기능을 지닌 “nested parameterization volumes”가 도입되었다^[11]. 하지만 이러한 Geant4 코드의 개선이 이루어지고는 있지만 여전히 몬테카를로 시뮬레이션의 연산 시간은 빔의 수에 비례해서 증가하는데 통계적 오차를 줄이기 위해 수억에서 수십억개의 빔을 사용하게 된다. 다시 말해 수억에서 수십억번의 연산을 수행해야한다는 것인데, 이는 몬테카를로 시뮬레이션의 수행시간이 수십 시간에서 수백 시간까지 소요됨을 의미한다. 따라서 이를 해결하기 위해서는 좀 더 높은 성능을 지닌 PC나 워크스테이션(workstation)이 필요하고, 다수의 일반적인 사양의 PC를 병렬로 연결하여 연산이 가능하게 하는 클러스터링(clustering) 기술이 요구된다. 근래에 들어 CPU 기술의 발전으로 과거 싱글 코어(single core)에서 현재 대중화 된 듀얼 코어(dual core)가 쿼드 코어(quad core)로 진화하여 상용화되고 있는 시점에서 좀 더 빠른 몬테카를로 시뮬레이션을 위한 다양한 방법을 시도해 볼 필요가 있다. 이제는 방사선을 이용하는 모든 영상의학검사에서도 환자가 받는 신체 내부장기들의 선량을 Geant4와 같은 몬테카를로 코드를 이용한 해석적 시뮬레이션을 통해 평가하는 체계를 구축하는 것이 필요하다.

V. 결론

본 연구에서는 다음과 같은 결론을 얻게 되었다.

첫째, 질병의 진단과 치료뿐만이 아니라 건강증진과 생명연장을 위해 방사선의 사용빈도가 꾸준히 증가하고 있는 영상의학(진단방사선)영역에서 피폭선량관리가 주요한 이슈로 떠오를 의료계를 넘어 사회전반으로 확대되고 있는 오늘날, 선량계를 이용한 측정값의 검증에 대한 이론값을 Geant4와 DICOM 연동을 이용한 몬테카를로 계산을 통해 구할 수 있다.

둘째, 선량계를 통한 실측에 있어서 환자의 체내에 선량계를 직접 삽입하여 측정하는 것은 현실적으로 불가능하다. 따라서 선량계를 통한 직접적인 측정 방법을 통하지 않고도 Geant4와 DICOM 연동을 이용하여 목적장기의 흡수선량을 구할 수 있다.

셋째, 아직까지 우리나라에서는 환자피폭선량을 측정 및 기록하지 않고 있어 의료방사선의 올바른 사용을 위한 선진국의 노력에 미치지 못하고 있다. 따라서 기존의 검사 프로토콜의 수정 및 새로운 검사 프로토콜의 수립 시 정량적인 영상평가와 더불어 환자피폭 선량 관리를 위한 검사별 선량관리 데이터베이스를 만드는데 유용하리라 본다.

감사의글

이 논문은 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구 입(No.20110006347)

참고문헌

[1] Pia MG, "The Geant4 Toolkit: simulation capabilities and application results," Nuclear Physics B(Proc. Suppl), Vol. 125, pp.60-68, 2003.

[2] 한국표준협회, "광자에너지에 따른 응답결정과 선량계 및 선량율계 교정용 엑스, 감마 기준방사선-제1부 : 방사선특성과 발생방법," KS A ISO 4037-1, 2003.

[3] Philips Healthcare Global Information Center Document, http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/2000/4504/577242/577261/577263/670329/670330/5162255/EasyDiagnost_Eleva_with_digital_Radiography_Fluoroscopy_room_solutions_to_combine_both_applications_in_one_room_-_DRF_applications.pdf%3fnodeid%3d5162718%26vernum%3d2, 2009.

[4] IPEM, "Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and other Data," 1997.

[5] Amako K, Guatelli S, Urban L, et al., "Comparison of Geant4 Electromagnetic Physics Models Against the NIST Reference Data," IEEE, Vol. 42, No. 4, pp.910-918, 2005.

[6] Poon E, Verhaegen F "Accuracy of the photon and electron physics in Geant4 for radiotherapy applications," Med. Phys., Vol. 32, No. 6, pp.1696-1711, 2005.

[7] Jarry G, DeMarco JJ, Beifuss U, Cagnon CH and McNitt-Gray MF "A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiralCT : from phantom testing to patient-specific models," Phys Med Biol., Vol. 48, pp.2645-2663, 2003.

[8] Greig JR, Miller RW, Okunieff P, "An approach to dose measurement for total body irradiation," Int J Radiat Oncol Biol Phys., Vol. 36, pp.463-468, 1996.

[9] Lee PC, Sawicka JM, Glasgow GP, "Patient dosimetry quality assurance program with a commercial diode system," Int J Radiat Oncol Biol Phys., Vol. 29, pp.1175-1182, 1994.

[10] Podgorsak EB, Pla C, Evans M, Pla M, "The influence of phantom size on output factor, peak scatter factor, and percentage depth dose in large-field photon irradiation," Med Phys., Vol. 12, pp.639-645, 1985.

[11] Aso T, Kiura A, Yamashita T, Sasaki T "Optimization of Patient Geometry Based on CT data in Geant4 for Medical Application," Nuclear Science Symposium Conference Record, pp.2576-2580, 2007.