

영·유아의 입사피부선량 측정을 위한 몬테카를로 시뮬레이션 Monte Carlo Simulation for the Measurement of Entrance Skin Dose on Newborn and Infants

김상태
한려대학교 방사선학과

Sang-Tae Kim(saint-kst@hanmail.net)

요약

성인과 달리 영·유아에게 행해지는 방사선 검사 시 투여되는 방사선량의 평가는 활발하게 이루어지지 않고 있다. 따라서 영·유아의 방사선 검사 시 피폭되는 정도를 나타내는 지표로서 입사피부선량을 측정하고 Geant4를 이용한 몬테카를로 시뮬레이션을 통한 결과값을 비교하여 입사피부선량 측정의 재현성을 높이고 다양한 지오메트리 구현의 가능성을 증명하였다. 몬테카를로 시뮬레이션 결과값은 입사피부선량을 선량보정을 위한 정규인자를 통해 추정하였고 단위 X선 조사영역크기로 표준화한 결과 영·유아에게 있어 일회의 방사선 촬영 당 평균 입사피부선량은 78.41 μGy 였으며 선량계를 통한 측정값과 몬테카를로 시뮬레이션값의 백분율 오차는 최대 -4.77%로 나타났다. 몬테카를로 시뮬레이션을 통한 입사피부선량 평가 방법은 의료기관에서 실제 진단을 위해 내원한 환아를 대상으로 한 입사피부선량 평가의 어려움을 대체할만한 수단으로서의 가능성을 보여준다.

■ 중심어 : | 영아 | 유아 | 입사피부선량 | 측정 | 몬테카를로 시뮬레이션 |

Abstract

Radiation dose estimation on the newborn and infants during radiation examinations, unlike for the adults, is not actively being progressed. Therefore, as an index to present exposure dose during radiation examinations on newborn and infants, entrance skin dose was measured, and the result was compared with results of monte carlo simulation to raise reproducibility of entrance skin dose measurement, and it was proved that various geometry implementation was possible. The resulting values through monte carlo simulation was estimated using normalization factors for entrance skin dose to calibrate radiation dose and then normalized to a unit X ray radiation field size. Average entrance skin dose per one time exposure was 78.41 μGy and the percentage error between measurement by dosimeter and by monte carlo simulation was found to be -4.77%. Entrance skin dose assessment by monte carlo simulation provides possible alternative method in difficult entrance skin dose estimation for the newborn and infants who visit hospital for actual diagnosis.

■ keyword : | Newborn | Infants | Entrance Skin Dose | Measurement | Monte Carlo Simulation |

I. 서론

일반적으로 영·유아는 방사선 조사 시 심각한 위험에

처하게 되는데, 이는 영·유아에게 있어 유도된 악성 종양의 발현 가능성이 증가하거나 특정 형태의 암종에 대한 민감도가 증가하는 것에 기인한다[1]. 영상의학분야

에서 방사선 위험에 관한 수많은 연구가 수행되었음에도 불구하고, 소아 선량측정과 위험 계산, 그리고 발생하는 특별한 문제에 대해 특징적으로 초점을 맞춘 연구는 상대적으로 많이 이루어지지 않았다. 미숙아나 출생 시 질병에 걸린 영아는 종종 생후 몇 주간 여러 번의 X선을 촬영하게 된다. 본 연구는 영·유아의 피폭선량을 계산하기 위해 수행되었다. 방사선량의 계산에는 여러 방법들이 있는데, 이중 일부는 이미 오래전부터 영·유아에게 사용되어 왔다[2-4]. 그러나 이들 모두가 다수의 방사선 조사(radiation exposure)에 유용하게 적용될 수 있는 것은 아니다. 특히 신생아의 경우 열형광선량계(Thermoluminescence dosimeter : TLD)를 이용한 직접 선량 측정은 어려움이 있는데, 이는 대부분의 신생아가 인큐베이터 내에 있어서 되도록이면 안정을 취하도록 해주어야 하기 때문이다. 게다가 열형광선량계는 저선량(low dose)을 측정하는데 있어 정확도에 한계가 있고, 열형광선량계의 물리적 특성상 방사선 비투과성을 띠어 영상의학적 관독과정에서 인공물(artifact)로 받아들여져 결과적으로 영상관독의 오류가 발생하게 된다. 선량면적곱(dose area product : DAP) 측정기를 X선 진단기기에 부착하는 것 또한 실용적이지 못하다. 따라서 본 연구를 위해 기술적 요소와 X선관의 출력량으로부터 입사피부선량(entrance skin dose : ESD)을 계산하였다. 인체에 투여된 방사선량은 보통 흡수선량(absorbed dose) 혹은 유효선량(effective dose)으로 표현되고 이러한 수치들은 각 기관(organ)이 받는 선량에 대한 정보를 바탕으로 구할 수 있다. 성인에게 있어, 전형적인 기관 선량은 표준기관선량 데이터를 사용함으로써 측정 된다[5]. 각 개인에게 이러한 요소를 적용시킴으로써 발생하게 되는 불확실성은 주로 표준기관선량 계산으로부터 나온 예상 범위와 조사된 실제 면적간의 차이에 기인한다. 단지 1~2 cm 정도의 위치 변화만으로도 기관 선량의 변화 수치가 10배에 육박하기도 한다[6]. 영·유아의 경우 신체의 크기가 작기 때문에 이러한 변화량이 더욱 커질 것임을 예상할 수 있다. 두부(head)와 체간(trunk)에 걸쳐 고르게 조사받는 모든 방사선 감작 기관의 위험의 지표로 사용되는데 기본이 되는 흡수선량의 관점에서 입사피부선량을 측정 하고, 시

뮬레이션 하였다. 이러한 접근은 영·유아에게 있어 보다 정확하게 이루어져야 하는데, 이는 주요 방사선 감작 기관들 사이의 상대적인 근접성과 실제로 많은 영·유아의 방사선 사진은 체간의 대부분을 포함하고 있다는 사실에 기인한다.

II. 연구 방법

1. 입사피부선량 측정

본 연구는 S 대학병원의 영상의학과에서 2011년 11월부터 2012년 2월까지 4개월간에 걸쳐 수행되었으며 89명의 환아를 대상으로 하였다. 모든 X선 촬영은 디지털 X선 촬영기(Digital-Diagnost OPTIMUS50, Philips, USA)와 총 여과 2.5 mm Al에서 이루어졌다. 모든 X선 촬영은 초점이 고정된 상태에서 이루어졌고, X선관 출력량의 측정은 Unfors Xi-P(Unfors Corp, Sweden)를 이용하였다. 사용된 검출기는 Unfors Xi R/F detector로서 사용관전압의 범위 35-160 kV/kVp, 불확도 2% (40~150 kVp, HVL: 1.5~14 mm Al)이며, 10 nGy~9999 Gy의 측정범위와 5%의 불확도(40~150 kVp, HVL: 1.5~14 mm Al)를 지닌 장비이다.

검출기로부터 초점까지의 거리(focus to detector distance : FDD)는 100 cm, X선 조사면적은 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 로 하고 촬영 테이블에서의 후방산란선의 영향을 없애기 위해 검출기의 아래쪽에 2.0 mm의 납을 위치시켜 비산란 기하학적 구조로 측정되었다. mR/mAs에서 mGy/mAs로 튜브 출력을 변환하기 위해 0.00877이 적용되었으며[7], BSF는 몬테카를로 계산코드에 의해 각 촬영별로 계산되어 적용되었다. 몬테카를로 계산코드는 하단에 자세히 기술하였으며 각 환아의 X선 조사야 크기는 122장의 사진을 촬영한 후에 후향적으로 측정되었으며 통계적 수치의 계산을 위해 PASW Statistics 18 을 이용하였으며 다음 공식[8]을 이용하여 각 환아의 피부입사선량을 계산하였다.

$$ESD(mGy) = Output \times \left(\frac{kV}{120}\right)^2 \times mAs \times \left(\frac{100}{FSD}\right)^2 \times BSF$$

Output : 120 kVp에서의 빔 축을 따라 튜브 초점으로 부터 100 cm의 거리에서 측정된 mAs당 튜브출력(mGy/mAs)

kVp : X선 조사 시 최대 관전압

mAs : 관전류시간곱

FSD : 초점-환자표면 거리

BSF : 후방 산란 계수

2. 몬테카를로 시뮬레이션

본 연구에서 몬테카를로 시뮬레이션에 사용된 계산 코드인 Geant(Geometry and tracking)4는 광범위의 X선이 환아를 대신하는 두께 5, 7, 10 cm 슬랩(slab)의 조직등가물질을 투과하는 몬테카를로 시뮬레이션을 수행하기 위해 사용되었다. Geant4는 C++언어로 개발된 코드로 입자와 물질간의 상호작용에 대하여 미시적 현상의 전산모사가 가능하다. 그리고 고에너지 물리, 의학물리, 천체물리학 등 여러 영역에서 널리 이용되고 있으며 광자와 전자, 강입자 등의 상호작용 연구에 응용할 수 있는 다양한 물리모델을 가지고 있다. Geant4는 전자기 상호작용에 대하여 세가지 형태의 모델, 즉 표준(standard), 저에너지(low energy), 페넬로프(Penelope) 모델들을 제공한다. 본 연구에서는 저에너지 모델을 사용하였다. 저에너지모델은 250 eV에서 100 GeV의 에너지 범위까지 적용 가능하며 광전효과(photoelectric effect), 콤프턴 산란 (compton scattering), 레일리 산란(Rayleigh scattering), 제동복사(bremsstrahlung)와 이온화를 포함하여 여기 된 원자의 형광을 고려한다[9]. 본 연구에서 계산에 사용된 Geant4 버전은 9.4.p01 버전이다. 팬텀(phantom)은 에폭시 수지로 된 근육과 등가물질로 이루어진 플렉시글라스(Plexiglass)로 정의하였다[10].

X선 촬영에 적용되는 X선 스펙트럼은 본 연구에 사용된 X선 촬영장비의 기술정보와 IPEM-78[11]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. [표 1]을 바탕으로 IPEM-78에서의 연령에 따른 방사선 촬영 시 X선 에너지 별 X선 스펙트럼 생성 결과를 [그림 1]에 나타내었다. 출력은 0.5 keV 간격의 에너지별로 mAs당 mm²당 광자의 수 (Photons/mAs·mm²)를 제공한다.

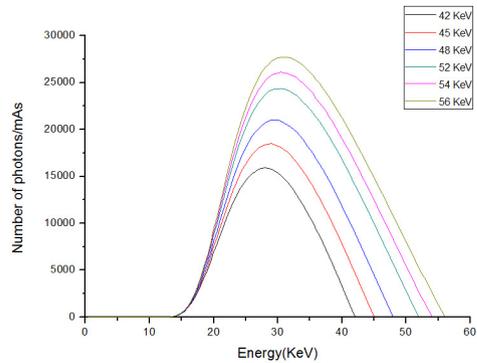


그림 1. 에너지 별 X선 스펙트럼 생성

표 1. 플렉시글라스의 구성비

name		density(g/cm ³)	I(eV)
Plexiglass		1.19	74
iH	0.080538		
eC	0.599848		
eO	0.319614		

본 시뮬레이션에서 팬텀(phantom)은 환아의 침상 위의 플렉시글라스 블록(Plexiglass block)에 위치하게 된다. X선 빔은 점선원으로서 콜리메이터를 지나면서 촬영부위에만 광자가 입사하는 사각뿔 형태의 빔으로 조사하였다[그림 2]. 사용된 광자(photon)의 빔 히스토리 (beam history)는 2×10^9 개였으며 팬텀 표면의 빔 면적(cm²)은 영·유아 방사선 사진에서 후향적으로 측정된 평균값을 이용하였다. 이 실험적인 수치는 몬테카를로 시뮬레이션에 의한 계산적 수치와 비교해서 약 3% 오차를 나타냈다. 계산을 검증하기 위해 BSF는 각각 조사야 10×10 cm², 관전압 50 kVp, 총 여과 2.5 mm Al에서 1.25를 적용하였다[12].

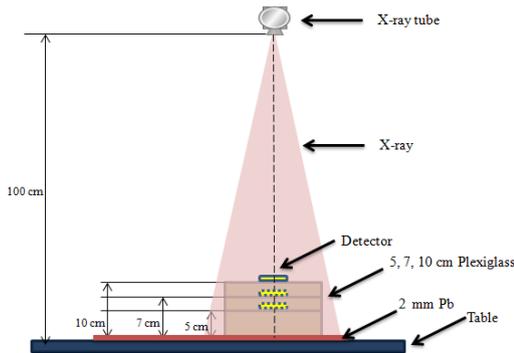


그림 2. 시뮬레이션 기본구조

본 연구에서 적용된 촬영횟수, 관전압(kVp), 관전류(mAs), 촬영시 콜리메이션되는 X선 조사야(가로×세로) cm²의 일원분산분석결과를 [표 2]에 나타내었다.

표 2. 연령에 따른 X선 조사 조건 (Mean ± SD, p(0.05))

나이	KVp	mAs	X선 조사야 (가로×세로)cm ²	
			가로	세로
0	42.3±1.8	3.1±0.4	14.4±1.4	21.2±1.2
1	44.5±1.1	3.5±0.7	18.3±1.8	23.3±2.1
2	48.2±2.2	3.8±0.5	21.1±1.1	25.4±2.1
3	52.1±2.6	4.2±0.6	23.3±2.2	27.1±1.5
4	53.9±2.6	4.7±1.2	24.7±2.5	29.4±2.6
5	55.7±1.3	4.8±0.4	27.7±1.5	30.2±2.8

입사피부선량을 선량보정을 위한 정규인자(normalization factor) 통해 추정하였고 단위 조사영역크기로 표준화시켰다.

Geant4 시뮬레이션 계산값과 선량계 측정값과의 보정을 위한 교정인자를 구하였다. Jarry 등[13]의 방법을 참조하여 각 X선 조사야 크기별 측정값을 구하여 시뮬레이션 결과를 선량으로 환산하는 인자를 구하였다. 실제 선량 측정시와 동일한 상황에서 후방산란을 고려한 흡수선량을 얻기 위해 선원에서 100 cm 거리에 Unfors Xi-P를 조사야 중심에 위치시킨 후 연령에 따른 조사 조건의 평균치로 조정하여 조사하였다.

$$NF_{Energy, Age} = \frac{(D_{mass-measured})_{Energy, Age}}{(D_{mass-simulated})_{Energy, Age}}$$

D_{mass-measured}는 [표 1]의 연령에 따른 X선 조건을 적용하여 측정된 값이다. D_{mass-simulated}는 같은 조건으로 시뮬레이션 된 계산값이다. 이때의 정규인자(normalized factor ; NF)를 1 mAs에 대한 값으로 구하기 위해 D_{mass-measured}는 mAs당 선량값으로 구하고 이를 위해 측정값에 적용된 mAs를 나누었다. 따라서 정규인자를 이용하여 입사피부선량을 구하기 위해서는 D_{mass-simulated}에 조사되는 동안의 총 mAs를 곱해주어야 한다.

$$(D_{absolute})_{E, A} = NF_{E, A} \times (D_{mass-simulated})_{E, A} \times (Total\ mAs)$$

이때의 E와 A는 에너지와 환아의 나이를 가리킨다. 구해진 정규인자는 [표 3]에 나타내었다.

표 3. 몬테카를로 시뮬레이션에서 입사피부선량 계산 시 선량 보정을 위한 정규인자 (Mean ± SD, p(0.05))

Beam energy (keV)	Simulation (10 ¹⁵ μGy /particle)	Normalization Factor (10 ¹⁶ particle/mAs)
42	3.77 ± 0.017	1.52
45	6.26 ± 0.021	1.04
48	5.41 ± 0.024	1.27
52	5.61 ± 0.044	1.38
54	6.10 ± 0.048	1.41
56	7.77 ± 0.031	1.33

III. 결과

일회의 방사선 촬영 당 평균 입사피부선량은 본 연구에 포함된 모든 X선에 대한 수치의 평균을 계산하여 78.41 μGy 로 나타났다. 입사피부선량의 범위는 61μGy ~106.52 μGy 이었으며 선량보정을 위한 정규인자(normalization factor : NF)를 [표 2]에 나타냈고, 평균 입사피부선량의 전리조를 이용한 측정결과와 Geant4를

이용한 몬테카를로 시뮬레이션 결과와 백분율 오차를 [그림 3]과 [표 4]에 나타내었다.

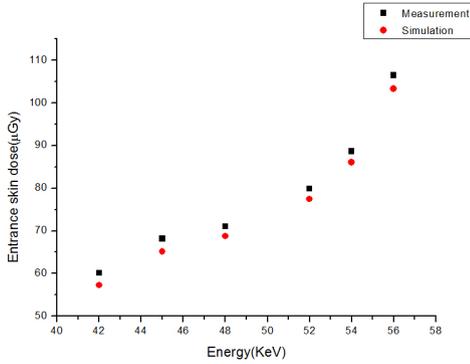


그림 3. 측정결과와 시뮬레이션 결과비교

표 4. 측정결과와 시뮬레이션결과의 백분율 오차
 $(Diff.(%) = (simulation - measurement / measurement) \times 100)$

Beam energy (keV)	Percentage error (%)
42	-4.75
45	-4.77
48	-3.15
52	-3.05
54	-2.89
56	-2.97

IV. 고 찰

본 연구에서는 영·유아의 방사선 검사 시 선량평가 방법으로 입사피부선량을 선택하여 실제 의료현장에서 환자의 방사선 검사 시 선량계를 이용한 방법의 실측의 어려움과 재현성, 정확성을 높이기 위한 방법으로 선량계를 이용한 실측값과 몬테카를로 시뮬레이션 결과값의 비교를 통해 종전의 선량계를 이용한 계측 방법을 대신하여 보다 높은 재현성과 다양한 상황에서의 피폭선량을 예측할 수 있는 몬테카를로 시뮬레이션을 통한 선량평가 방법의 유효성을 증명하고자 했다. 그 결과 Unfors Xi-P전리조를 이용한 과정을 통해 입사피부선

량을 산출하고 이를 몬테카를로 시뮬레이션 결과값의 비교를 통해 얻은 백분율 오차는 최대 -4.77%, 최소 -2.89%를 나타내었다.

환자의 선량평가에 흔히 이용되는 인형 팬텀을 활용한 방법에 따른 선량분포의 오차범위는 ± 10% 정도인 것으로 보고되었다[14-16]. 최근 김종연 등[17]의 연구 결과에 의하면 50 kVp에 대한 전리조와 열형광선량계, 나노도트 선량계의 흡수선량 측정 결과에서는 전리조를 기준으로 열형광선량계와 나노도트선량계의 흡수선량 측정결과가 약 18%, 80 kVp에서는 약 12% 높게 나타남이 확인 되었다. 이처럼 선량평가를 위해 일반적으로 사용되고 있는 나노도트 및 열형광선량계 등의 선량계는 100 keV 이하의 영역에서 광전효과의 증가로 인한 측정값의 과잉현상이 나타나 방사선량측정을 위한 선량계의 정확도와 재현성 측면에서 더욱 비관적일 수밖에 없다. 이는 선량계를 이용한 계측방법에서 각 선량계의 종류 그리고 계측방법, 계측자의 숙련도, 환경적인 요인에 따라 발생할 수 있는 오차율을 고려할 때 매우 유의한 결과임을 알 수 있다.

현재까지 방사선 치료영역에서는 매우 다양한 관점에서 시도되고 있으나 방사선 진단 분야에서의 몬테카를로 시뮬레이션을 통한 선량평가는 활발히 이루어지지 않고 있다. 인체 내부 장기의 피폭정도를 나타내는 장기(organ)선량을 사용하지 않고 입사피부선량을 대상으로 한 이유는 영·유아의 경우 체간의 길이와 두께가 성인에 비해 매우 짧아 인체 내부 장기흡수선량과 입사피부선량의 차이가 크지 않음을 전제로 하여 연구를 진행하였기 때문이다.

본 연구와 같은 Geant4 시뮬레이션을 수행함에 있어서 빠른 시간과 일반적인 PC의 메모리 크기 내에서 통계적으로 신뢰성 있는 환자 선량값을 계산하기 위해 version 8.1 이후 Geant4 collaboration에 의해 보다 효율적인 기능을 지닌 “nested parameterization volumes”가 도입되었다[18]. 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 수행해야

한다는 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 일반적 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 시도해볼 필요가 있다.

V. 결론

Geant4를 이용한 몬테카를로 시뮬레이션을 통해 방사선검사 시 영·유아의 피폭선량을 대표하는 선량지표 중 하나인 입사피부선량을 측정하는 새로운 방법을 제시하였다. 본 연구에서 4개월간 영·유아에게 가해진 피폭선량을 입사피부선량으로 측정하고 X선 조사시의 기술적 요소를 적용하여 산출된 계산값과 몬테카를로 시뮬레이션 결과값을 비교하였다. 전리조를 이용한 입사피부선량의 계산값과 몬테카를로 시뮬레이션을 통한 결과값이 큰 차이를 보이지 않고 있음을 확인 할 수 있었다. 따라서 본 연구에서는 다음과 같은 결론을 얻게 되었다.

건강증진과 생명연장을 위해 방사선의 사용빈도가 꾸준히 증가하고 있는 영상의학(진단방사선)영역에서 피검자의 피폭선량관리가 주요한 이슈로 떠오를 의료계를 넘어 사회전반으로 확대되고 있는 오늘날 선량계를 이용한 측정값의 검증에 위한 이론값을 Geant4와 DICOM 연동을 이용한 몬테카를로 계산을 통해 구할 수 있으며, 다양한 검사 조건에 맞춘 지오메트리를 적용하여 보다 정확하고 재현성이 높은 환자선량값을 얻을 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] J. W. Stather, C. R. Muirhead, and A. Edwards, *Health effects models developed from the 1988 UNSCEAR report*. National Radiological Protection Board Report, NRPB-R226 (HMSO, London), 1988.
- [2] K. Faulkner, J. L. Barry, and P. Smalley, "Radiation dose to neonates on a special care baby unit," *Br J Radiol*, Vol.62, pp.230-233, 1989.
- [3] E. W. L. Fletcher, J. D. Baum, and G. Draper, "The risk of diagnostic radiation of the newborn," *Br J Radiol*, Vol.59, pp.165-270, 1986.
- [4] W. L. Smith, E. Gresham, and R. Berg, "A practical method for monitoring diagnostic radiation dosage in the newborn nursery," *Radiology*, Vol.132, pp.189-191, 1979.
- [5] D. G. Jones and B. F. Wall, *Organ doses from medical X ray examinations calculated using Monte Carlo techniques*, National Radiological Protection Board Report. NRPB-R186 (HMSO, London), 1985.
- [6] C. L. Chapple, K. Faulkner, and R. M. Harrison, "An investigation into the performance of an automated quality assurance and dosimetry system in diagnostic radiology," *Br J Radiol*, Vol.63, pp.635-640, 1990.
- [7] C. -Jong T and Hui-Yu T, "Evaluation of gonad dose and fetal doses for diagnostic radiology," *Proc Natl Sci, Council ROC B*, Vol.23, No.3, pp.107-113, 1999.
- [8] M. Toivonen, "Patient dosimetry protocols in digital and interventional radiology," *Radiat Prot Dosim*, Vol.94(1-2), pp.105-108, 2001.
- [9] M. G. Pia, "The Geant4 Toolkit: simulation capabilities and application results," *Nuclear Physics B(Proc. Suppl)*, Vol.125, pp.60-68, 2003.

[10] D. R. White, E. M. Widdowson, H. Q. Woodard, W. T. Dickerson, "The composition of body tissues (II). Fetus to young adult," Br J Radiol, Vol.64, pp.149-159, 1991.

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

[12] Korean Standards Association, *X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 1. Radiation characteristics and production methods*, KS A ISO Vol.4037-1. 2003.

[13] G. Jarry, J. J. DeMarco, U. Beifuss, C. H. Cagnon, and McNitt-Gray MF : A Monte carlo based method to estimate radiation dose from spiral CT : from phantom testing to patient specific models. Phys Med Biol., Vol.48, pp.2645-2663, 2003.

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

[15] P. C. Lee, J. M. Sawicka, and G. P. Glasgow, "Patient dosimetry quality assurance program with a commercial diode system," Int J Radiat Oncol Biol Phys., Vol.29, pp.1175-1182, 1994.

[16] E. B. Podgorsak, C. Pla, M. Evans, and M. Pla, "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.

[17] 김중언, 임인철, 민병인, "진단방사선촬영에서 광자극발광선량계를 이용한 환자 피부선량의 측정", 한국콘텐츠학회논문지, 제11권, 제9호, pp.437-442, 2011.

[18] T. Aso, A. Kiura, T. Yamashita, and T. Sasaki, *Optimization of Patient Geometry Based on CT data in Geant4 for Medical Applization*, Nuclear

Science Symposium Conference Record, pp.2576-2580, 2007.

저 자 소 개

김 상 태(Sang-Tae Kim)

정회원



- 2009년 8월 : 고려대학교 의료영
상공학과(공학석사)
- 2012년 2월 : 전북대학교 방사선
과학기술학과(이학박사)
- 2010년 9월 ~ 현재 : 한려대학
교 방사선학과 교수

<관심분야> : 몬테카를로 시뮬레이션, 방사선 계획, 보건의료