

MCNP 기반의 CBCT 전산모사 시스템 개발

Development of an MCNP-Based Cone-Beam CT Simulator

임창휘*, 조민국*,**, 한중철*, 윤한빈*, 윤승만*, 정민호** 김호경*†

Chang HwY Lim*, Min Kook Cho*,**, Jong Chul Han*, Hanbean Youn*, Seungman Yun*,
 Min Ho Cheong** and Ho Kyung Kim*†

초 록 원추형 빔 단층촬영 시스템의 효과적인 모사를 위하여 상용 몬테칼로 코드인 MCNP를 기반으로 한 전산모사 시뮬레이터를 개발하였다. 기본적으로 Visual C++[®]를 이용하여 제작하였으며, 모델의 시각화를 위해 OpenGL[®] 라이브러리를 이용하여 개발하였다. 컴퓨터 단층촬영 시뮬레이션 수행을 위한 입력파일의 생성과 MCNP를 이용한 시뮬레이션 실행, 그리고 투과영상 생성과 단층영상 재구성을 수행할 수 있는 기능을 구현하였다. 개발한 시뮬레이터의 검증에 위하여 콘트라스트 팬텀(contrast phantom)에 대해 실험과 시뮬레이션을 수행하였다. 산란 엑스선, 영상센서의 잡음 및 픽셀 결합에 의한 structured noise 등을 시뮬레이션에서 고려하지 못했기 때문에 두 결과가 정확하게 일치하지는 않았으나, 매우 유사한 비교 결과를 얻을 수 있었다. 본 연구를 통해 개발한 MCNP 기반의 CBCT 전산모사 시스템은 CBCT의 이해, 실제 시스템의 설계 및 제작 시에 도움을 줄 것으로 기대된다.

주요용어: 몬테칼로, MCNP, 컴퓨터 단층촬영, 영상재구성

Abstract We have developed a computer simulator for cone-beam computed tomography (CBCT) based on the commercial Monte Carlo code, MCNP. All the functions to generate input files, run MCNP, convert output files to image data, reconstruct tomographs were realized in graphical user-interface form. The performance of the simulator was demonstrated by comparing with the experimental data. Although some discrepancies were observed due to the ignorance of the detailed physics in the simulation, such as scattered X-rays and noise in image sensors, the overall tendency was well agreed between the measured and simulated data. The developed simulator will be very useful for understanding the operation and the better design of CT systems.

Keywords: Monte Carlo, MCNP, Computed Tomography, Image Reconstruction

1. 서 론

컴퓨터 및 컴퓨팅 기술의 비약적인 발전에 힘입어 이제 몬테칼로(Monte Carlo) 기법은 방사선 수송 및 해석에 있어서 가장 보편적인 도구로 자리를 잡았다[1]. 원자력 공학(차폐, 노심해석, 신뢰도 분석 등)을 포함한 다양한 분야에서 설계 및 해석

도구로 널리 활용되고 있으며, 특히 최근 들어서는 의료 분야에서 큰 각광을 받고 있다. 선량학을 기반으로 하는 방사선 치료는 물론이거니와[2], 이온 전리함을 비롯한 검출기 및 영상센서, 컴퓨터단층촬영(CT: computed tomography) 시스템 그리고 핵의학 시스템 등 센서 혹은 시스템의 설계 및 해석 등에도 이제 필수불가결한 수단이 되었다.

방사선 수송 및 해석을 위한 몬테칼로 코드에서는 난수를 이용한 표본추출(sampling), 방사선 거동의 모사(simulation), 정보의 수집(tally) 및 추정(estimation) 등에 대한 각각의 알고리즘이 중요하다, 무엇보다도 선형감쇠계수(linear attenuation coefficient) 등 반응단면적 라이브러리의 확보 및 정확성이 가장 중요하다. 따라서 비록 최근 GEANT4와 같은 새로운 몬테칼로 코드의 개발이 일부 이루어지고 있으나, 여전히 EGS 및 MCNP 시리즈 등 고전적인 몬테칼로 코드를 중심으로 이용되고 있다. 대신 기존 몬테칼로 코드의 경우 텍스트를 기반으로 입력 및 출력 등이 이루어지기 때문에 비효율적이며, 이를 개선하기 위한 객체지향형(object-oriented) 그래픽 유저 인터페이스(GUI: graphic user interface)의 개발 등에 관한 연구가 활발히 수행되고 있다. 또한 특정 시스템, 예를 들어, CT, SPECT (single photon emission CT), PET (positron emission tomography) 등의 성능 개선을 위해 몬테칼로 코드를 기반으로 한 전용 시뮬레이터의 개발에 관한 연구 역시 큰 주목을 받고 있다[3].

본 연구에서는 MCNP 코드를 바탕으로 한 GUI 형태의 원추형 빔 CT (CBCT: cone-beam CT) 시뮬레이터를 개발하였다. 실제와 유사한 시뮬레이션 환경을 제공하기 위하여 엑스선 스펙트럼 생성함수를 내장하여 임의의 영상조건에 대한 스펙트럼을 생성할 수 있도록 하였다. 또한 모든 원소 및 주요 화합물에 대한 원자번호 및 밀도 등의 물질 정보 데이터베이스화하여 이를 활용할 수 있도록 하였다. 시뮬레이션을 위해 구성한 기하학적인 정보의 3차원 가시화를 통해 직관적(시각적)인 오류 확인이 가능하도록 하였다. CT 스캔을 위한 총 스캔 각도 및 스텝 사이즈 등의 시뮬레이션 변수에 대해 피검사체를 중심으로 선원 및 영상센서의 좌표변환을 이용하여 필요한 총 입력 파일을 생성하며, 순차적으로 몬테칼로 시뮬레이션을 수행할 수 있도록 하였다. 시뮬레이션 수행 후 생성된 텍스트 파일을 영상파일로 변환하여 3차원 영상 재구성을 통해 임의의 단층영상을 획득할 수 있도록 하였다. 본 연구에서 개발한 시뮬레이터의 유용성을 검증하기 위해 실험실에서 자체적으로 제작한 micro-CBCT 시스템 및 팬텀을 이용한 실험과 팬텀의 시뮬레이션 결과로 얻은 단층영상을 비교해 보았다.

2. MCNP 기반의 CT 시뮬레이터

MCNP 코드를 이용하여 CT 시뮬레이션을 수행하기 위해 시뮬레이터의 환경을 Microsoft®사의 Visual C++®를 이용하여 MDI (multi-document interface) 기반의 GUI 형태로 구축하였다. 따라서 사용자가 MCNP 코드를 실행하기 위해 필요한 전반적인 과정을 DOS 윈도우에서 편집기를 이용하여 수행하는 대신, 필요한 해당 윈도우 화면을 띄워가며 다중 작업이 가능하도록 하였다. 또한 사용자가 입력파일을 통해 작성한 시뮬레이션의 기하학적인 구조를 시각적으로 확인할 수 있도록 OpenGL®을 사용하여 3차원으로 나타낼 수 있도록 하였다. 시뮬레이션 수행은 Fig. 1과 같이 순차적으로 이루어진다. 입력파일을 생성시키고 MCNP를 실행시킨다. 텍스트 파일 형태의 결과 파일들을 영상파일로 변환시킨 후 영상 재구성 과정을 통해 최종적으로 원하는 단층영상을 획득할 수 있다. 시뮬레이터의 전체적인 구성은 Fig. 2에서 나타난 것과 같이 (a) 메인 윈도우, (b) 입력파일 생성 윈도우, (c) 엑스선 스펙트럼 생성 윈도우, (d) 물질 생성 윈도우, (e) 영상변환 윈도우, (f) 영상재구성 윈도우 등으로 구성되어 있다.

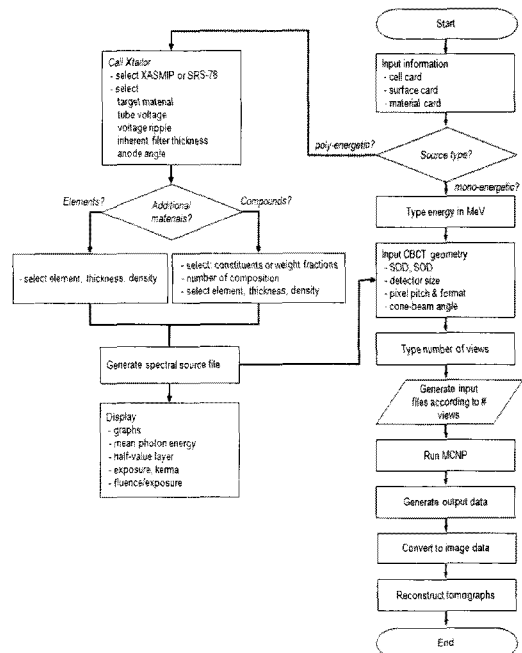


Fig. 1 Flowchart describing the developed CBCT simulator

2.1. 입력파일 생성 및 시각화 기능

MCNP 코드를 이용하여 CBCT 시뮬레이션을 수행하기 위해서는 피검사체의 기하학적인 형태 및 물질정보, 영상센서의 형태 및 물질정보, 엑스선의 선질과 원추형 빔 각도 등이 필요하다. 개발된 시뮬레이터에서는 시뮬레이션에 필요한 정보를 쉽게 입력하고 확인할 수 있도록 구성하였다. 입력되는 물체의 기하학적인 형태를 구현하기 위해서는 물체의 형태를 정의하기 위한 기본 도형(원통, 구, 평면 등)을 입력한 후 도형들을 조합하여 물체의 형태를 구성한다. 본 연구에서는 이렇게 구성된 물체를 Fig. 2(a)에서 보인 바와 같이 3차원 시각화를 통해 의도한 바와 같이 생성되었는지 확인할 수 있도록 하였다. 또한 물질의 정보는 NIST (national institute of standards and technology, Gaithersburg, MD, USA)에서 제공하는 정보를 이용하여 시뮬레이터 내부의 라이브러리 파일로 추가하였다[Fig. 2(d) 참조]. 그러므로 시뮬레이션 수행에 필요한 단일 원소 혹은 표준 화합물의 물질정보를 손쉽게 입력파일에 추가할 수 있다.

물체의 기하학적인 정보와 물질 정보의 입력이 완료되면 엑스선 조사와 검출을 위한 정보를 입력한다. CT 시뮬레이션을 수행하기 위해서는 회전축을 중심으로 엑스선과 검출기를 360° 회전하면서 영상을 획득하여야 한다. 이를 위해서는 각각의 각도마다 엑스선과 영상센서의 위치정보가 서로 다른 입력파일을 필요로 하는데, 본 연구에서는 3차원 공간에서의 좌표변환을 이용하여 회전각도마다 엑스선의 위치, 조사방향, 영상센서의 위치 등을 계산하여 입력파일에 입력되도록 시뮬레이터를 설계하였다. 또한 사용자가 영상센서의 크기, 엑스선 선원과 영상센서와의 거리(source-to-detector distance: SDD), 엑스선 선원과 피검사체 사이의 거리(source-to-object distance: SOD) 등을 고려하여 빔 각도를 임의로 설정해 줄 수 있도록 하였다. 이러한 기능은 Fig. 2(b)에서 나타내고 있는 윈도우에서 수행할 수 있으며 영상센서의 크기와 배열의 수, 픽셀의 크기, SDD, SOD 등을 입력할 수 있다.

피검사체 등의 기하학적인 정보와 물질의 정보 그리고 생성되는 에너지의 정보를 모두 입력한 후 마지막으로 실행 횟수, 총 회전각도, 획득하고자 하는 영상의 수 등을 입력하면 CT 시뮬레이션을 수행할 수 있도록 일련의 입력파일이 생성된다.

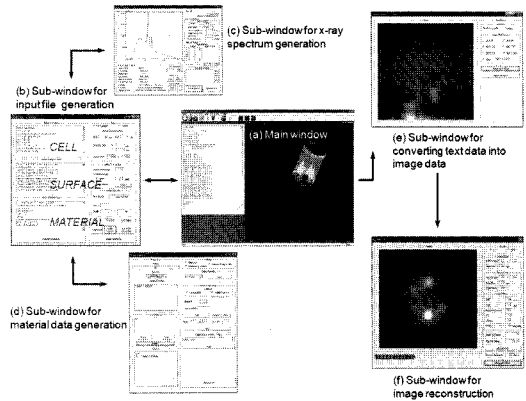


Fig. 2 The developed GUI-based CBCT simulator which consists of various windows, such as input file generation, conversion of text data into image data, and image reconstruction

2.2. 엑스선 스펙트럼 생성 프로그램

실제에 보다 가까운 CT 시뮬레이션을 수행하기 위해서는 무엇보다도 정확한 선원으로부터의 표본 추출이 중요하다. 이를 위해 본 연구에서는 엑스선 스펙트럼을 생성시킬 수 있는 프로그램(본 연구에서는 *Xtailor*TM로 명명함)을 개발하였으며[4], 이를 CT 시뮬레이터에 연동시켜 입력파일 작성 시 활용할 수 있도록 하였다. *Xtailor*TM는 TASMIP [5]과 SRS-78 [6] 등 기본적으로 두 종류의 엑스선 스펙트럼 라이브러리를 기반으로 하고 있다. 또한 NIST에 제공하는 정보(원소 및 화합물에 대한 밀도, 선형감쇠계수 등)를 이용하여 임의의 물질에 대한 엑스선 스펙트럼의 감쇠를 계산할 수 있으며, 생성된 스펙트럼의 평균 에너지, 반가층(HVL: half-value layer), 플루언스(flucence) 등 스펙트럼 파라미터를 도출할 수 있도록 하였다. Fig. 3은 개발한 *Xtailor*TM의 GUI 및 실행 예를 보여준다. *Xtailor*TM의 GUI는 크게 네 개의 패널로 이루어져 있다.

패널 ①은 엑스선 스펙트럼의 계산을 위한 입력 패널로 두 종류의 라이브러리를 선택할 수 있으며, 타겟(target) 물질의 종류(W, Mo, Rh), 피크 관전압(kVp), 리플(ripple), 고유 필터(inherent filtration) 두께 등의 입력변수를 받도록 구성되어 있다. 일반적으로 엑스선관 내의 타겟으로부터 방출되는 엑스선은 유한한 두께의 진공유리관, Beryllium 윈도우 등을 통해 궁극적으로 감쇠를 거

쳐 출력된다. 이와 같은 beam hardening을 고려하기 위해 Aluminum 동가의 필터를 이용한 고유필터라는 입력변수를 입력할 수 있도록 하였다.

패널 ②는 추가 필터(added filtration) 기능에 대한 정보를 입력 및 편집하는 기능을 할 수 있도록 설계하였다. 원자번호 1번 H부터 92번 U까지 기본 원소에 대한 질량감쇠계수(mass attenuation coefficient, $\mu/\rho(E)$)의 정보를 라이브러리로 가지고 있으며, 잘 알려진 Lambert-Beers 법칙을 통해 엑스선의 감쇠를 계산하도록 설계하였다. 위에서 언급한 패널 ①의 고유 필터에 대한 감쇠 역시 같은 방법으로 계산된다. 또한, 표준화된 화합물(예, Gd_2O_3 , 연조직, 뼈 등)에 대한 $\mu/\rho(E)$ 역시 NIST의 데이터를 바탕으로 라이브러리화하고 있다. 그리고 임의의 화합물에 대한 $\mu/\rho(E)$ 를 기본 원소에 대한 $\mu/\rho(E)$ 를 이용하여 편집 및 계산할 수 있는 기능을 새로운 창에서 수행할 수 있도록 하였다. 이 때에는 화합물을 구성하는 원소의 질량 백분율을 이용해서 각 원소의 $\mu/\rho(E)$ 에 가중치를 부가해야 하기 때문에 기본 원소의 원자질량에 대한 정보를 라이브러리화하여 활용하였다.

Fig. 3의 패널 ③은 패널 ①과 ②로부터 정의되어 계산된 엑스선 스펙트럼을 그래프로 출력하여 보여주는 기능을 하며, 패널 ④는 계산된 엑스선 스펙트럼의 선질과 관련한 파라미터를 출력하는 결과 창이다. 엑스선 스펙트럼의 평균 에너지는 아래의 식 (1)에 의해 계산되어진다.

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{kVp} E\Phi(E)dE}{\int_0^{kVp} \Phi(E)dE} \quad (1)$$

여기서 $\Phi(E)$ 는 엑스선 스펙트럼, kVp는 피크 관전압을 나타낸다.

만약 조사선량과 단위 조사선량 당 플루언스(flueunce per unit exposure)를 안다면 플루언스는 아래와 같이 쉽게 계산될 수 있다.

$$\bar{q} = X \left(\frac{\Phi}{X} \right) \quad (2)$$

조사선량과 단위 조사선량 당 플루언스는 아래의 식 (3)과 (4)로부터 각각 계산되어질 수 있는데, 두 식 모두 단일 에너지 E 에 대한 단위 조사선량 당 플루언스 $(\Phi/X)(E)$ 를 필요로 하며, 이는 식 (5)로부터 계산된다.

$$X = \int_0^{kVp} \frac{\Phi(E)}{X(E)} dE \quad (3)$$

$$\frac{\Phi}{X} = \frac{\int_0^{kVp} \Phi(E) \left[\frac{\Phi}{X}(E) \right] dE}{\int_0^{kVp} \Phi(E) dE} \quad (4)$$

$$\frac{\Phi}{X}(E) = \frac{Q_{air} W_{air}}{qE \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho} \right)_{air}} \quad (5)$$

여기서 Q_{air} 는 1 R의 조사에 의해 공기 중에 생성되는 전하량(= 2.58×10^4 C/kg·R)을 나타내며, W_{air} 는 공기의 평균 이온화 에너지(= 34 eV)이다. q 는 단위 전하량(= 1.6×10^{-19} C)을 나타내며, $(\mu_{en}(E)/\rho)_{air}$ 는 공기의 질량 에너지 흡수계수(mass-energy-absorption coefficient, cm^2/g)이다.

엑스선 선질 중 반가층은 계산된 조사선량을 바탕으로 수치해석 기법인 이분법(bisection)을 이용하여 본 연구에서는 계산하였다.

*Xtaylor*TM에서 생성되는 엑스선 스펙트럼과 원래의 라이브러리와 비교를 수행하였다. 스펙트럼 생성 조건은 텅스텐 타겟에 대해 피크 관전압 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp의 총 3가지이며, 필터는 알루미늄 2.5 mm를 채택하였다. Fig. 4의 (a)는 *Xtaylor*TM와 TASMIP 모델을 비교한 그래프이며,

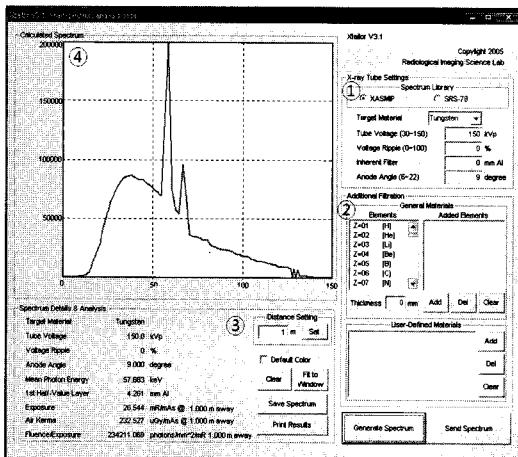


Fig. 3 Functional window of the *Xtaylor*TM which generates X-ray spectral information

(b)는 *Xtailor*TM와 SRS-78 모델을 비교한 그래프이다. 상대오차는 최대 각각 3.5% 및 1% 미만이었으며, 이와 같은 오차의 발생은 사용하고 있는 질량 감쇠계수 라이브러리의 차이 때문으로 추정된다.

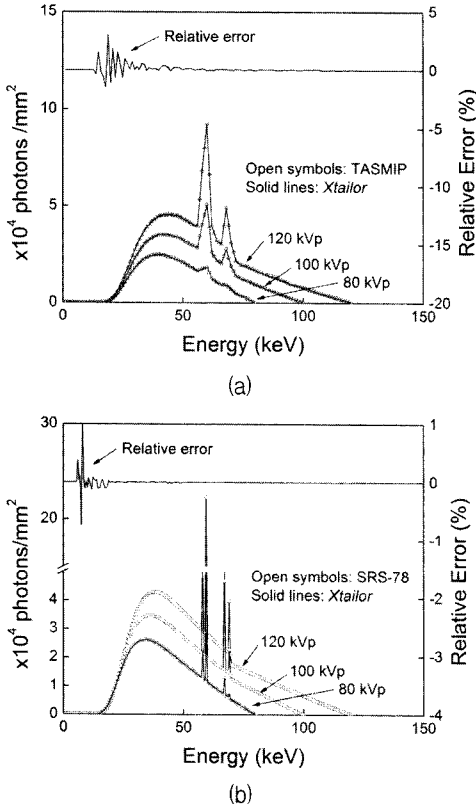


Fig. 4 Comparisons of X-ray spectra calculated from the *Xtailor*TM with (a) TASMIP and (b) SRS-78 libraries for a tungsten target. The corresponding relative errors are also indicated

2.3. 출력파일 변환

MCNP 시뮬레이션을 통해 획득된 결과는 텍스트 파일의 형태로 출력된다. 본 연구에서는 텍스트 형태의 출력파일을 읽어 들여 영상데이터에 해당되는 수치들만 검색하여 찾은 후, 이를 애초 지정한 영상센서의 픽셀 배열에 맞추어 재배열을 수행한 후 영상파일의 형태로 저장하도록 하였다.

2.4. 영상재구성

본 연구에서는 원추형 엑스선 단층 영상 재구성을 위해 Feldkamp 알고리즘을 이용하였다[7].

Feldkamp 알고리즘은 기본적으로 기존의 필터링 후 역투사(FBP: filtered back projection)법을 근간으로 하고 있으며, 이를 간략히 기술하면 다음의 식 (6)과 같다.

$$f(x, y, z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} W_2 [(P_\theta(s, t) W_1) \otimes h(t)] d\theta \quad (6)$$

여기서 $P_\theta(s, t)$ 는 Fig. 5에서 보인 바와 같이 임의의 각도 θ 에서 얻은 투과영상 데이터를 의미하며, $h(t)$ 는 투과영상 데이터 중 횡축 방향의 데이터와 연산하게 될 필터함수이며, 따라서 임의의 각도 θ 에 대해 투과영상 데이터의 종축 방향으로의 데이터에 해당되는 수만큼 필요하게 된다. 역투사법의 특성상 필터함수로는 고역통과필터(high-pass filter)가 쓰이며, 본 연구에서는 Ram-Lak 필터를 채택하였다. 적분내 기호 \otimes 는 convolution 연산을 의미한다.

W_1 은 가중치로써 종축 방향으로 기울어진 ray, 즉 Fig. 5에서 엑스선원(source), 복원하고자 하는 좌표 (x, y, z) 및 이들을 지나 투과영상에 맺히는 좌표 $P_\theta(s, t)$ 를 지나는 ray를 수평방향으로 평행한 ray로 근사하기 위함이며, W_2 역시 가중치로 복원하고자하는 좌표 (x, y, z) 의 확대율을 보정하기 위함이다. 각 가중치는 다음의 식들로 나타낼 수 있다.

$$W_1 = \frac{d_{SO}}{\sqrt{d_{SO}^2 + s^2 + t^2}} \quad (7)$$

$$W_2 = \frac{d_{SO}^2}{d_{SOP}^2} \quad (8)$$

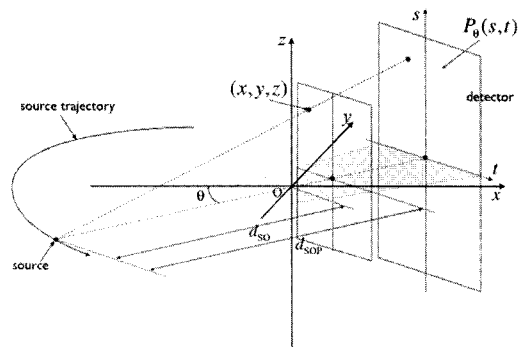


Fig. 5 A sketch describing the CBCT image reconstruction geometry

3. 검증

본 연구를 통해 개발한 CBCT 시뮬레이터의 검증을 위해 실험실에서 자체 제작한 micro-CBCT 시스템을 이용하여 획득한 단층영상과의 비교를 수행하였다. Micro-CBCT 시스템은 Fig. 6의 (a)와 (b)에서 보인 바와 같이 엑스선원 및 영상센서 그리고 피검사체의 지지 및 단층영상 획득을 위한 회전운동이 가능한 회전 스테이지 등으로 구성되어 있다. 엑스선원의 초점으로부터 회전 스테이지의 중심축까지의 거리 SOD, 그리고 초점에서 영상센서까지의 거리 SDD 등 이 두 변수가 궁극적으로 피검사체의 기하학적 확대율, 영상시야(FOV: field of view), 유효 원추형 엑스선 빔 각도 등을 결정하게 된다. 회전 스테이지는 컴퓨터를 통해 제어되는데, 최소 회전각도는 0.036도이다. 텅스텐(W)을 타겟을 채택하고 있는 엑스선원은 초점의 크기가 35 μm 이

며, 관전압은 최대 50 kVp, 관전류는 최대 1 mA까지 조절이 가능하다. 방출되는 엑스선 빔의 원추각도는 22도이며, DC 모드로 출력된다. 엑스선 영상센서는 형광스크린과 포토다이오드 어레이를 결합하여 사용하였다. 포토다이오드 어레이의 픽셀의 크기는 48 μm 이며, 총 픽셀의 수는 1024 \times 1024이다.

실험에 사용한 피검사체는 Fig. 7에서 보인 바와 같이 micro-CBCT 단층영상에서의 콘트라스트(contrast)를 분석하기 위해 실험실에서 자체적으로 제작한 팬텀을 이용하였다. 물과 유사한 밀도를 가진 물질을 이용하여 팬텀을 제작하였으며, 사용된 물질은 총 6종의 상용 전자밀도 팬텀(Model 76-430, Nuclear Associates, NY, USA)이다. 각 물질은 plastic water, polycarbonate, polystyrene, acrylic, polyethylene, nylon 등이며, 두께 1 mm의 아크릴로 직경 30 mm, 높이 50 mm의 수조를 만들

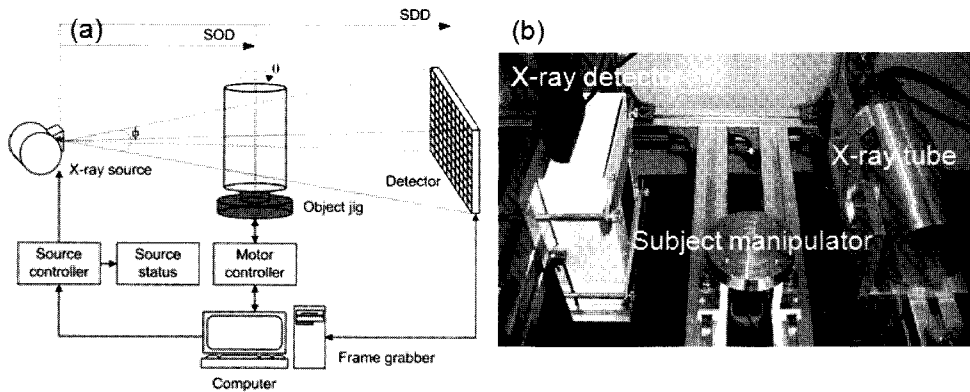


Fig. 6 Laboratory micro-CBCT system, which mainly consists of small-foal X-ray source, rotational stage, and an X-ray imaging detector ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ phosphor screen + CMOS photodiode arrays). Schematic layout and photograph describing the system are shown in (a) and (b), respectively

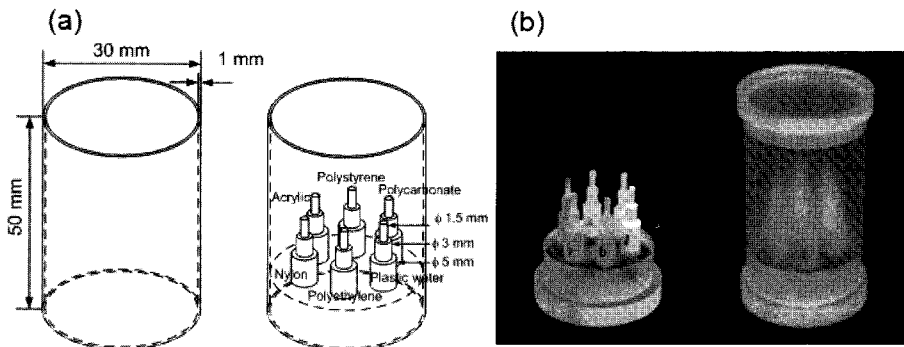


Fig. 7 The contrast phantom used for the validation. It consists of six low-contrast insert materials. Schematic layout and photograph describing the phantom are shown in (a) and (b), respectively. See text and Table 1 for the detailed description of materials

Table 1 Material information of each insert materials for the contrast phantom

	Atomic number	Atomic mass.	Density	Plastic water	Nylon C ₆ H ₁₁ N ₁₀	Polyethylene C ₂ H ₄	Acrylic C ₅ H ₈ O ₂	Polystyrene C ₈ H ₈	Polycarbonate C ₁₆ H ₁₄ O ₃
	Z	A	g/cm ³						
H	1	1.00794	0.00008	0.09300	0.04967	0.14372	0.08054	0.07742	0.05550
C	6	12.01070	1.70000	0.62800	0.32284	0.85628	0.59984	0.92258	0.75574
N	7	14.00670	0.00117	0.01000	0.62749	-	-	-	-
O	8	15.99940	0.00133	0.17900	-	-	0.31962	-	0.18876
Cl	17	35.45300	0.00300	0.00100	-	-	-	-	-
Ca	20	40.07800	1.55000	0.08000	-	-	-	-	-
Total				1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000
Density (g/cm ³)				1.03000	1.15000	0.95000	1.18000	1.11000	1.19000

어 그 안에 원주 방향으로 배열하였다. 제작한 팬텀에 물을 채워 45 kVp, 0.5 mA 조건에서 총 360도 스캔에 대해 0.72도씩 500장의 투과영상을 획득한 후 영상재구성을 수행하였다. 이 때, SDD = 200 mm, SOD = 130 mm로 설정하였다.

CBCT 시뮬레이터를 이용한 시뮬레이션은 위의 실험조건과 똑같은 상황에서 수행하였으며, 빠른 시뮬레이션을 위해 MCNPXTM에서 제공하는 radiography tally를 사용하였다. 콘트라스트 팬텀 물질에 대한 물질 정보를 제작사로부터 입수할 수 없었기 때문에 Table 1에 정리한 바와 같이 참고문헌[8]의 정보를 이용하여 물질 정보를 입력하였다.

4. 결과 및 고찰

실험 및 시뮬레이션을 통해 구한 단층영상을 Fig. 8에 나타내었다. 그리고 Fig. 8에서 수조의 원주 방향으로 배열된 각 콘트라스트 물질의 프로파일을 실험과 시뮬레이션을 비교하여 Fig. 9에 나타내었다. 같은 피검사체에 대하여 촬영하는 CT 시스템 및 단층영상재구성 방법이 다를 경우 디스플레이되는 픽셀의 절대값은 다르다. 이와 같은 문제점을 보완하기 위하여 일반적으로 물에 대한 단층영상 재구성 값을 0, 공기에 대한 단층영상 재구성 값을 -1,000으로 설정한 후 재구성된 단층영상의 픽셀값을 선형 환산하게 되는데, 이때 환산된 값을 CT number라 한다. 본 연구에서도 이 방법을 이용하여 프로파일의 값을 CT number로 환산하여 나타내었다.

Fig. 8에서 보인 바와 같이 전반적인 단층영상의 결과는 실험과 시뮬레이션이 거의 유사하나, 시뮬레이션 결과가 실험 결과에 비해 전반적으로 다소 높은 콘트라스트를 보이고 있음을 알 수 있다. 그 이유는 Fig. 9를 살펴보면 명확해진다. 시뮬레이션 결과에 대한 프로파일은 콘트라스트 팬텀의 경계가 명확하고 잡음이 적은 반면, 실험 결과에 대한 프로파일은 경계가 다소 불분명하고 신호의 변동 즉, 잡음이 심하다. 이와 같은 차이점은 시뮬레이션에서 엑스선 산란과 영상센서의 잡음을 고려하지 않았기 때문으로 분석된다. 시뮬레이션에서 사용한 radiography tally의 경우 엑스선의 산란을 전혀 고려하지 않는 반면, 실제 실험에서는 엑스선의 산란이 존재하며, 이 산란선이 경계 부근에서의 값을

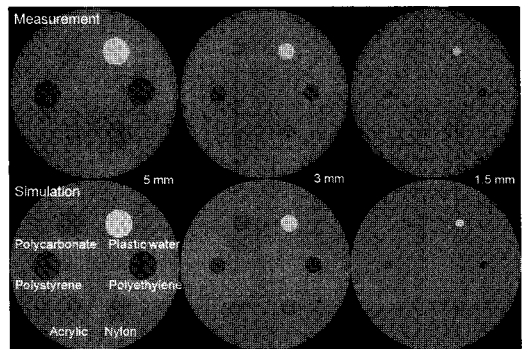


Fig. 8 Comparison of the reconstructed images of the contrast phantom obtained from the experimental measurement (upper row) and Monte Carlo simulation (lower row)

불분명하게 할 수 있다. 영상센서에서 각 픽셀의 잡음은 단층영상에서도 그대로 재현되어 영상의 잡음으로 작용한다. 시뮬레이션에 대한 프로파일에서도 잡음이 관찰되는데, 이는 영상재구성 알고리즘에 기인한 것이다. 또 다른 특징으로는 실험 결과의 경우 영상센서의 미소한 픽셀 결함에 의한 ring artifact가 실험 결과에 나타나는 것을 알 수 있으며, 이를 모사하지 않고 있는 시뮬레이션 결과에서는 ring artifact를 발견할 수 없다.

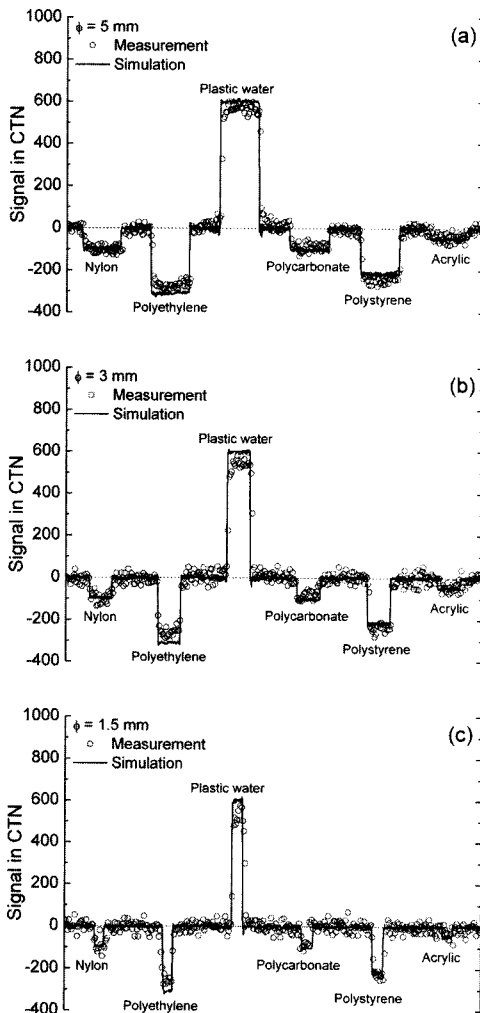


Fig. 9 Comparison of signal profiles extracted from the reconstructed images along the annular direction crossing the centers of six insert materials with different diameters; (a) 5 mm, (b) 3 mm, and (c) 1.5 mm

5. 결론

상용 MCNP 몬테칼로 코드를 기반으로 하는 CBCT 시뮬레이터를 개발하였다. 텍스트 기반의 MCNP 입출력을 대신하여 GUI 기반으로 구성하였다. 엑스선 스펙트럼 생성 프로그램 및 물질 정보의 라이브러리를 통해 손쉽게 입력파일을 생성할 수 있도록 하였으며, 작성한 기하학적 구조를 3차원 그래픽스를 통해 확인할 수 있도록 하여, MCNP 입력파일 작성시 자주 발생하는 오류를 빨리 확인할 수 있게 하였다. 텍스트 형태로 출력되는 출력파일을 그래픽 파일로 변환할 수 있도록 하였으며, Feldkamp 알고리즘을 통해 영상재구성을 구현할 수 있도록 하였다. 제작한 시뮬레이터의 검증은 위해 실제 실험 데이터와 비교를 하였으며, 제작한 시뮬레이터가 실제 상황을 제대로 모사하고 있음을 알 수 있었다. 본 연구를 통해 개발한 CBCT 시뮬레이터는 실제 CT 시스템의 제작에 앞서, 설계에 큰 도움이 될 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 산업자원부의 지원에 의하여 기초전력연구원(Grant No. R-2005-7-022) 주관으로 수행된 과제임.

참고문헌

- [1] D. W. O. Rogers, "Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 51, No. 13, pp. R287-R301, (2006)
- [2] R. Mohan and J. Antolak, "Monte Carlo techniques should replace analytical methods for estimating dose distributions in radiotherapy treatment planning," *Med. Phys.*, Vol. 28, No. 2, pp. 123-126, (2001)
- [3] H. Zaidi, "Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging," *Med. Phys.*, Vol. 26, No. 4, pp. 574-608, (1999)
- [4] C.-S. Shon, H. K. Kim, M. K. Cho, M. H. Cheong, C. H. Lim and J.-M. Kim, "Computational toolset for X-ray spectral

- analysis," *Key Eng. Mat.*, Vols. 321-323, pp. 1060-1065, (2006)
- [5] J. M. Boone and J. A. Seibert, "An accurate method for computer-generating tungsten anode X-ray spectra from 30 to 140 kV," *Med. Phys.*, Vol. 24, No. 1, pp. 1661-1670, (1997)
- [6] K. Cranley, B. Gilmore, G. Fogarty, and L. Desponds, "Catalog of diagnostic X-ray spectra and other data," *The Institute of Physics and Engineering in Medicine*, Report No. 78, (1997)
- [7] L. A. Feldkamp, L. C. Davis and J. W. Kress, "Practical cone-beam algorithm," *J. Opt. Soc. Am. A*, Vol. 1, No. 6, pp. 612-619, (1984)
- [8] H. Saitoh, T. Tomaru, T. Fujisaki, S. Abe, A. Myojoyama and K. Fukuda, "A study on properties of water substitute solid phantom using EGS code," *Proceedings of the Tenth EGS4 Users Meeting in Japan*, KEK Proceedings, Vol. 18, pp. 55-64, (2002)