

<원저>

다양한 팬텀 모양 및 재질에 따른 전산화단층촬영장치 선량 평가

- Estimation of Computed Tomography Dose in Various Phantom Shapes and Compositions -

연세대학교 방사선학과

이창래

— 국문초록 —

본 논문은 GATE (geant4 application for tomographic emission) 시뮬레이션을 이용하여 다양한 모양과 재질의 팬텀에서 CTDI (computed tomography dose index)를 평가하였다. GATE 시뮬레이션은 실린더 기둥, 타원 기둥과 육각 기둥 형태와 물, PMMA (polymethyl methacrylate), polyethylene 그리고 polyoxymethylene 재질의 다양한 지름(1 ~ 50 cm)의 팬텀을 모사하여 CTDI_{100center} 값을 비교하였다. 120 kV, 200 mAs에서 실린더 기둥, 타원 기둥과 육각 기둥의 CTDI_{100center} 값은 각각 11.1, 13.4 그리고 12.2 mGy이었다. 이 결과는 동일 볼륨이지만 팬텀의 형태에 따라 CTDI_{100center} 값의 차이가 있음을 알 수 있다. 그리고 물, PMMA 그리고 polyoxymethylene 팬텀의 CTDI_{100center} 값을 비교했을 때 물질의 밀도가 높을수록 상대적으로 CTDI_{100center} 값이 낮게 측정되었다. 하지만 polyethylene의 경우 지름이 15 cm (CTDI_{100center} : 35.0 mGy) 이상에서는 PMMA 보다 CTDI_{100center} 값이 증가하였다. 그리고 30 cm (CTDI_{100center} : 17.7 mGy) 이상의 지름에서는 물 보다 더 높은 CTDI_{100center} 값을 보였다. 본 실험을 통해 팬텀의 재질 및 모양에 따른 CTDI_{100center} 값을 GATE 시뮬레이션을 이용하여 평가하였다. CT 선량 평가 시 다양한 재질 및 인체에 가까운 모양의 팬텀을 사용함으로써 좀 더 정확한 환자선량을 평가할 수 있을 것이다.

중심 단어: 전산화단층촬영, 환자선량, 선량지표, 게이트 시뮬레이션, 팬텀

1. 서 론

전산화 단층촬영장치(computed tomography; CT)는 영상획득 방법 및 스캐너 기술의 진보와 함께 임상에서 사용빈도는 계속 증가되고 있다¹⁻⁴⁾. 방사선진단기기중 CT의 방사선 피폭은 큰 부분을 차지하고 있으며 피폭을 줄이기 위해 제조사에서는 AEC (automatic exposure control), automatic kV selection, adaptive collimation, organ specific dose modulation, iterative reconstruction 등의 다양한 방법이 개발되었다⁵⁻⁹⁾. 그럼에도 불구하고 CT의 방사

선량 및 평가는 여전히 논쟁되고 있다. 무엇보다 환자의 나이가 어릴수록 방사선 감수성에 예민하기 때문에 방사선량의 최소화 및 정확한 평가가 필요하다¹⁰⁾. CT로 인한 환자선량 평가는 CTDI (computed tomography dose index) 개념을 바탕으로 PMMA (polymethyl methacrylate) 실린더형 팬텀(head and body phantom)을 이용하여 환자선량을 평가하고 있다^{11,12)}. 하지만 다양한 환자 사이즈에 따른 선량을 정확히 평가하기에는 한계가 있다. 즉, 실린더 형태의 두부용과 복부용으로 각각 16cm, 32cm 지름 사이즈와 PMMA의 단일화된 재질은 환자선량을 표현 하는데 제한적이다^{2,13)}.

Corresponding author: Chang-Lae Lee, Department of Radiological Science and Research Institute of Health Science, Yonsei University, 1, Yeonsedae-gil, Heungeop-myeon, Wonju-si, Gangwon-do, Korea 26493 / Tel: +82-31-760-2983
E-mail: crossworld.lee@gmail.com

Received 30 December 2016; Revised 12 February 2017; Accepted 22 February 2017

본 실험에 앞서 GATE (geant4 application for tomographic emission) 시뮬레이션을 이용한 다양한 팬텀 사이즈에 따른 CTDI의 특성을 평가하였다¹⁴⁾. 하지만 인체는 실린더 모양이 아닌 타원 형태에 더 가깝다^{15,16)}. 따라서 본 논문에서는 GATE 시뮬레이션을 통해 실린더 팬텀뿐만 아니라 인체 모양에 가까운 다양한 형태(실린더 기둥, 타원 기둥, 육각 기둥)의 팬텀을 모사하고 CTDI 특성을 비교할 것이며 다양한 재질의 팬텀을 이용하여 스캔 파라미터(x-ray beam energy, tube current)에 따른 선량을 평가할 것이다.

II. 방법 및 재료

1. 기본이론 및 실험장비

CTDI는 사용자가 CT의 방사선 출력을 비교할 수 있으며 CT의 방사선 선량에 대한 표준화된 척도이다. CTDI₁₀₀ (100 mm 길이의 이온화 챔버에서 측정)과 CTDI_w (단일 슬라이스 가중치 평균)가 사용되고 있다. 현재 사용중인 헬리컬(helical) 스캔의 경우 CTDI_{vol}을 사용하고 있다. 식 1과 같이 CTDI는 일반적으로 다음과 같이 표현된다^{11,12)}.

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{50mm} D(z) dz \quad \text{식(1)}$$

여기서 n은 획득된 슬라이스의 수이고, T는 슬라이스 두께, D(z)는 스캐너의 주축을 따라 위치 z에서 측정된 방사선 선량이다.

CT의 방사선량을 평가하기 위하여 CT (GE Light speed plus 4 slice, USA)와 CTDI 표준 PMMA 팬텀 및 방사선 선량계(Model 20X6-3CT, Radical Corporation, USA)를 GATE 시뮬레이션으로 모사하였다¹⁷⁾. 표준 PMMA 팬텀은 실린더 형태로 Head(지름 16 cm)와 Body(지름 32 cm)용으로 구성되어 있으며 방사선량계의 볼륨 및 길이는 3 cm³과 10 cm이다¹⁸⁾.

2. 시뮬레이션 모델링

CT 구성 및 팬텀 그리고 방사선량을 평가하기 위하여 GATE 시뮬레이션을 사용하였다. GATE는 OpenGATE 공동작업으로 개발되었고 방사선 영상 및 치료 시뮬레이션을 위한 오픈 소스 소프트웨어이다. 주로 양전자 방출 단층 촬영(positron emission tomography; PET) 및 단일광자 방

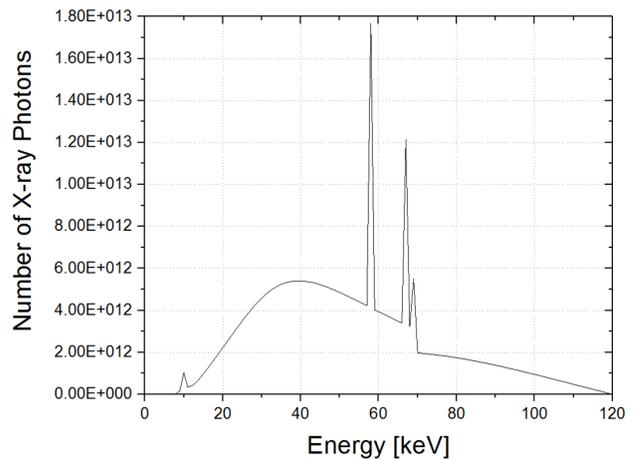


Fig. 1 The X-ray spectrum for tungsten target at 120 kVp. The spectrum is generated by SRS-78 program and then recalculated to include Al (0.32 mm), Be (1.52 mm) filter absorption. The energy spectrum curve shows relative intensity in 1 keV energy intervals

출 전산화 단층촬영(single photon emission computed tomography; SPECT), 전산화 단층촬영장치 및 생체발광 및 형광(bioluminescence and fluorescence) 시뮬레이션을 지원한다¹⁷⁾. Fig. 1과 같이 X-ray photon의 양을 계산하기 위해서 SRS-78 program을 이용하여 Al (0.32 mm)과 Be (1.52 mm)의 추가 필터를 적용한 에너지에 따른 photon의 양을 계산하였다¹⁹⁾. 또한 에너지에 따른 정확한 photon을 적용해 주기 위해 1 keV 간격의 에너지 bin의 photon을 적용하였다. X-ray 빔 에너지(관전압)는 80, 100, 120, 140 kVp와 관전류 100, 200, 300, 400 mAs에 따른 CT 선량값을 평가하였다.

일반적으로 CT는 X-ray tube와 detector가 360도 물체(object)를 회전하면서 영상을 획득한다. 하지만 Fig. 2와 같이 본 시뮬레이션에서는 X-ray는 고정된 상태에서 물체를 360도 회전시켰다. 전반적인 CT의 기하학적 모양 및 팬텀에 대한 모델링은 앞선 논문에서 검증되었다¹⁴⁾.

일반적으로 CTDI PMMA 팬텀은 아크릴 재질의 실린더 기둥 모양(cylinder)이다. 하지만 인체는 실린더 모양이 아닌 타원형에 가깝다. 따라서 본 논문에서는 Fig. 3과 같이 (a)의 실린더 기둥 모양의 면적(volume)과 같은 (b)의 타원 기둥(elliptical)과 (c)의 육각기둥(hexagonal prism) 형태를 추가적으로 모사하였다. 각 팬텀의 높이는 모두 15 cm이고 체적은 12,057.6 cm³으로 모두 동일하다. 그리고 PMMA([C₅O₂H₈]_n, 밀도=1.19 g/cm³) 팬텀보다 밀도가 낮은 물(H₂O, 밀도=1.0 g/cm³)과 polyethylene([C₂H₄]_n, 밀도=0.97 g/cm³) 그리고 밀도가 높은 polyoxymethylene

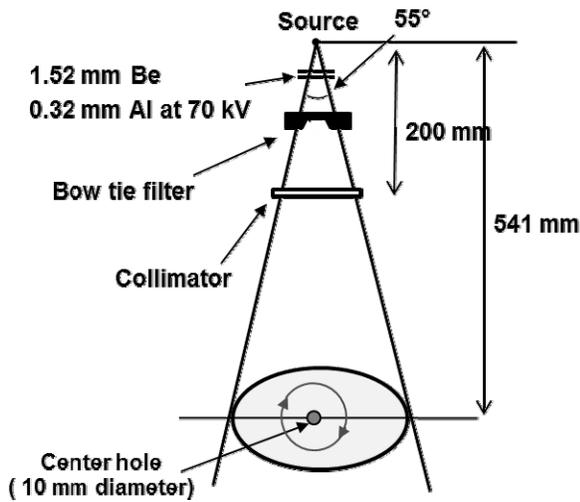


Fig. 2 The geometry of the CT for simulation is shown. The source is fixed and the object rotates 360 degrees

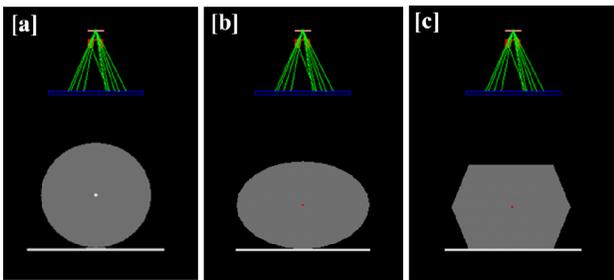


Fig. 3 The various phantom shape (cylinder (a), elliptical (b) and hexagonal prism (c) phantom) simulations

(CH₂O)_n, 밀도=1.41 g/cm³)를 모사하였고 다양한 사이즈 (지름 : 1 ~ 50 cm)의 팬텀에서 CTDI_{100center}을 평가하였다.

III. 실험 결과

GATE 시뮬레이션을 검증하기 위해 이전 스타디에서 시뮬레이션을 이용한 선량값과 실제 방사선량계로 측정된 선량값을 비교하였다. 비교 결과 시뮬레이션 값과 방사선량계로 측정된 값은 4% 미만의 정확성을 보였다¹⁴⁾.

Table 1은 서로 다른 모양(실린더 기둥형, 타원 기둥형, 육각 기둥형)의 PMMA 팬텀에 대한 CT 선량(CTDI_{100center}) 값을 비교한 결과이다. CTDI_{100center} 값은 타원 기둥형이 13.4 mGy로 가장 높고 육각 기둥형(12.1 mGy) 그리고 실린더 기둥형(11.1 mGy) 순서이다. 이 결과는 같은 볼륨의 인체지만 형태(모양)에 따라 흡수선량 차이가 날 수 있음을 알 수 있다.

Table 1 CTDI_{100center} (mGy) from a single axial scan for the cylinder, elliptical and the hexagonal prism PMMA phantom (diameter : 32 cm) at 120 kVp, 200 mA, 1 sec scan

Phantom shape	Cylinder PMMA phantom	Elliptical PMMA phantom	Hexagonal prism PMMA phantom
CTDI _{100c} (mGy)	11,1	13,4	12,2

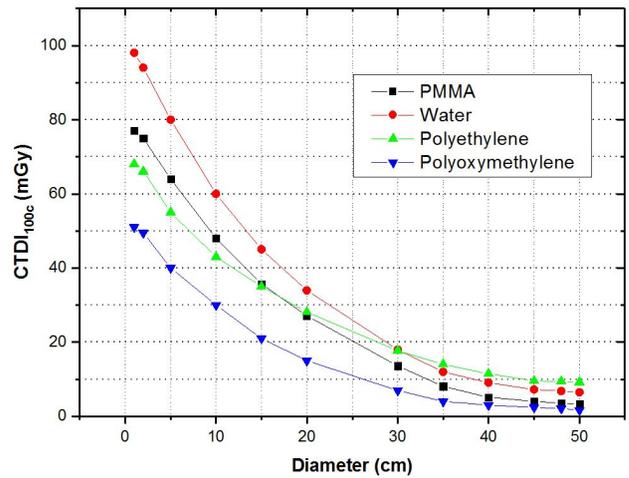


Fig. 4 CTDI_{100center} as a function of diameter for 120 kVp, 200 mA, and 1 sec at various phantom compositions: the center in the phantom

Fig. 4는 다양한 재질(PMMA, water, polyethylene and polyoxymethylene)의 팬텀의 지름에 따른 CTDI_{100center} (mGy)를 비교하였다. 팬텀의 지름이 커질수록 CTDI_{100center} 값은 비선형적으로 감소하였다.

Fig. 5와 Fig. 6은 다양한 재질의 팬텀(지름 : 32 cm)을 이용하여 다양한 관전압, 관전류에 따른 CTDI_{100center} 값을 보여주고 있다.

Fig. 5의 관전압에 따른 CTDI_{100center} 값은 비선형적으로 증가하였으며 polyethylene의 값이 가장 높았고 water, PMMA 그리고 polyoxymethylene 순이다. 또한 Fig. 6의 120 kVp, 1 sec 스캔타임의 조건에서 관전류에 따른 CTDI_{100center} 값은 선형적으로 증가하였으며 재질에 따른 CTDI_{100center} 값 크기의 순위는 Fig. 5와 동일하다.

Fig. 5와 같이 실린더 기둥형태(지름 : 32 cm)에 재질이 다른 물질의 CTDI_{100center} (120 kV, 200 mA, 1 sec)를 비교를 해 볼 때 PMMA (11.1 mGy)보다 Water (14.5 mGy)는 30.6% 높고, polyethylene (15.5 mGy)은 39.6% 높았으며 polyoxymethylene (5.5 mGy)보다 50.5% 낮았다.

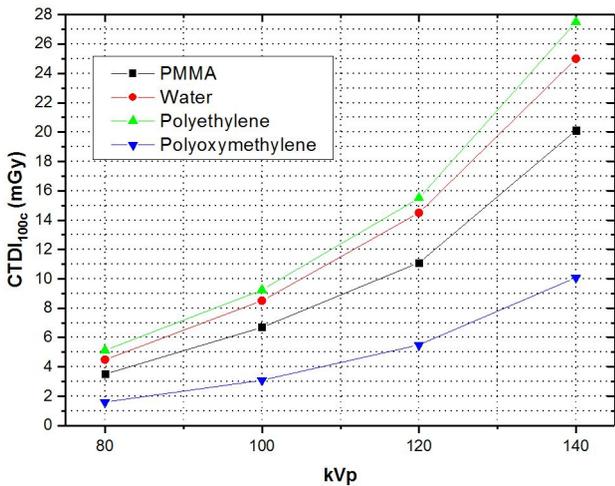


Fig. 5 CTDI_{100center} as a function of kVp for 200 mA, 1 sec for various phantom compositions

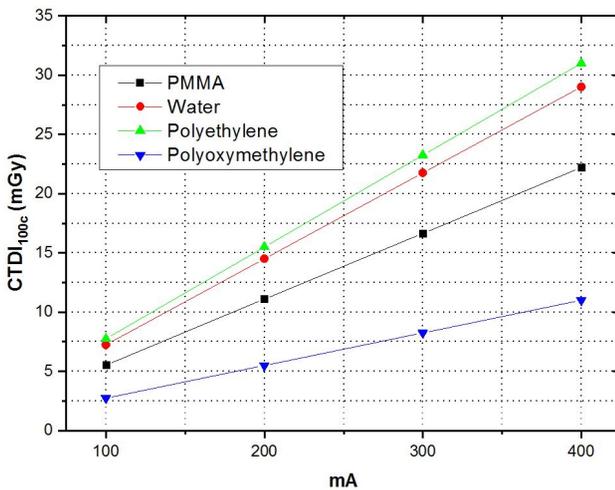


Fig. 6 CTDI_{100center} as a function of mA for 120 kVp, 1 sec for various phantom compositions

IV. 고 찰

일반적으로 인체 외형 중 두부(head)의 형태는 실린더 모양에 가깝고 몸통(body)은 타원 모양에 가깝다. Table 1에서는 동일한 볼륨의 서로 다른 모양에 대한 PMMA 팬텀의 흡수선량을 평가하였다. 그 결과 각 팬텀의 흡수선량 값은 차이가 발생하였다. 그 이유는 물체의 두께에 따른 X-ray의 감약이 다르고 인체 형태에 따라 bow-tie filter 영향으로 선량차이가 날 수 있기 때문이다. 일반적으로 bow-tie filter은 우물형태로 중심부에서 가장자리로 갈수록 물질의 두께가 두껍기 때문에 동일한 볼륨의 인체라도 위치에 따라 X-ray에 대한 영향의 정도가 다르다. 실제 인체는 타원 모

양에 가까운 형태를 가지고 있지만 국제기관 및 학회에서는 실린더 형태의 팬텀을 이용하여 선량을 평가하고 있다²⁰⁾. 따라서 실제 인체 모양과 비슷한 실린더 형태의 팬텀을 이용하면 좀 더 정확한 선량 값을 평가할 수 있을 것이다^{15,16,21)}. Fig. 4에서는 water, PMMA 그리고 polyoxymethylene 팬텀의 흡수선량을 비교했을 때 물질의 밀도가 높을수록 CTDI 값이 낮게 측정되었다. 하지만 polyethylene의 경우 지름이 15 cm 이상에서는 PMMA 보다 CTDI 값이 증가하였고 30 cm 이상에서는 water 보다 더 많은 CTDI 값을 보였다. 따라서 밀도가 물보다 낮은 polyethylene와 같은 물질은 두께가 얇을수록 상대적인 CTDI_{100center} 값이 감소하지만 두께가 두꺼울수록 CTDI_{100center} 값은 증가하는 경향을 보였다. 따라서 인체는 주로 타원 모양에 가깝기 때문에 타원 기둥형이 실린더 기둥형 보다 좀 더 정확한 CT 선량 값을 표현할 수 있다. 또한 일반적으로 CT 선량 평가에 사용되는 PMMA뿐만 아니라 비슷한 밀도를 가진 재질(water, polyethylene, polyoxymethylene)의 선량적 특성을 이용하여 다양한 인체 선량평가에 적용 가능할 것이다.

V. 결 론

우리는 CT 선량을 평가하기 위해 국제적인 표준 팬텀을 사용하고 있지만 재질 및 크기에 제한된 팬텀을 이용해 왔다. 본 실험을 통해 팬텀의 재질 및 모양에 따라 CTDI_{100center} 값을 GATE 시뮬레이션을 이용하여 평가하였다. CT 선량 평가 시 다양한 재질 및 인체에 가까운 모양의 팬텀을 이용하므로 좀 더 정확한 환자선량을 평가할 수 있을 것이다.

REFERENCES

1. Brenner David J., McCollough CH., Ortho Colin G.: It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimization. For the proposition. Medical Physics, 33, 1189-1190, 2006
2. Boone JM.: The trouble with CTDI100. Medical Physics, 34(4), 1364-1371, 2007
3. McCollough CH.: It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimization. Against the proposition.

- Medical Physics, 33(5), 1190–1191, 2006
4. Dixon RL.: Restructuring CT dosimetry—a realistic strategy for the future Requiem for the pencil chamber. Medical Physics, 33(1), 3973–3976, 2006
 5. Sarabjeet Singh, Mannudeep K. Kalra, James HT, Mahadevappa M.: Automatic Exposure Control in CT: Applications and Limitations. Journal of the American College of Radiology, 8, 446–449, 2011
 6. Grant K, Schmidt B.: CARE kV: automated dose-optimized selection of x-ray tube voltage. Available at: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_ct_FBAs/files/Case_Studies/CarekV_White_Paper.pdf, 2012
 7. Paul DD, Oliver Langner, Dipl Ing, Michael Lell, WA Kalender.: Effects of Adaptive Section Collimation on Patient Radiation Dose in Multisection Spiral CT. Radiology, 252(1), 140–147, 2009
 8. Erin Ange, Nazanin Yaghmai, Cecilia Matilda Jude, et al.: Dose to Radiosensitive Organs During Routine Chest CT: Effects of Tube Current Modulation. American Journal of Roentgenology, 193(5), 1340–1345, 2009
 9. Hsieh J.: Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Bellingham, WA: SPIE Press, 2003
 10. David J. Brenner, Eric J. Hall.: Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. The New England Journal of Medicine, 2277–2284, 2007
 11. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC.: A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Medical Physics, 8(4), 488–495, 1981
 12. Platten D, Castellano I, Chapple C, et al.: Radiation dosimetry for wide-beam CT scanners: recommendations of a working party of the institute of physics and engineering in medicine. The British Journal of Radiology, 86(1027), 2013
 13. Zhou H, Boone JM.: Monte Carlo evaluation of CTD(infinity) in infinitely long cylinders of water, polyethylene and PMMA with diameters from 10 mm to 500 mm. Medical Physics, 35(6), 2424–2431, 2008
 14. Chang-Lae Lee, Hee-Joung Kim, Yong Hyun Chung, et al.: GATE Simulations of CTDI for CT Dose. Journal of the Korean Physical Society, 54(4), 1702–1708, 2009
 15. Nickoloff EL, Dutta AK, Lu ZF.: Influence of phantom diameter, kVp and scan mode upon computed tomography dose index. Medical Physics, 30(3), 395–402, 2003
 16. Marilyn J., Bernhard S., David Bradley, et al.: Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. Radiology, 233(2), 515–522, 2004
 17. S. Jan, G. Santin, D. Strul, et al.: GATE – Geant4 Application for Tomographic Emission: a simulation toolkit for PET and SPECT. Physics in Medicine and Biology, 49(19), 4543–4561, 2004
 18. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston R.E.: The Physics of Diagnostic Imaging (2nd ed.). London: Hodder Education. p. 430. ISBN 9781444113396, 2006
 19. Meyer P, Buffard E, Mertz L, Kennel C, Constantinesco A, Siffert P.: Evaluation of the use of six diagnostic X-ray spectra computer codes. The British Journal of Radiology, 77(915), 224–30, 2004
 20. Michael F. McNitt-Gray: AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT1, RadioGraphics 22(6), 1541–1553, 2002
 21. Boone JM, Geraghty EM, Seibert JA, Wootton-Gorges SL.: Dose Reduction in Pediatric CT: A Rational Approach. Radiology, 228(2), 352–60, 2003

•Abstract

Estimation of Computed Tomography Dose in Various Phantom Shapes and Compositions

Chang-Lae Lee

Department of Radiological Science, Yonsei University

The purpose of this study was to investigate CTDI (computed tomography dose index at center) for various phantom shapes, sizes, and compositions by using GATE (geant4 application for tomographic emission) simulations. GATE simulations were performed for various phantom shapes (cylinder, elliptical, and hexagonal prism PMMA phantoms) and phantom compositions (water, PMMA, polyethylene, polyoxymethylene) with various diameters (1-50 cm) at various kVp and mAs levels. The CTDI_{100center} values of cylinder, elliptical, and hexagonal prism phantom at 120 kVp, 200 mAs resulted in 11.1, 13.4, and 12.2 mGy, respectively. The volume is the same, but CTDI_{100center} values are different depending on the type of phantom. The water, PMMA, and polyoxymethylene phantom CTDI_{100center} values were relatively low as the material density increased. However, in the case of Polyethylene, the CTDI_{100center} value was higher than that of PMMA at diameters exceeding 15 cm (CTDI_{100center} : 35.0 mGy). And a diameter greater than 30 cm (CTDI_{100center} : 17.7 mGy) showed more CTDI_{100center} than Water. We have used limited phantoms to evaluate CT doses. In this study, CTDI_{100center} values were estimated and simulated by GATE simulation according to the material and shape of the phantom. CT dosimetry can be estimated more accurately by using various materials and phantom shapes close to human body.

Key Words : Computed Tomography, Dose, CTDI, GATE simulation, Phantom