

Development of DICOM Convert Program for the Geant4 Monte Carlo Simulation of the Radiotherapy

Jeongku Kang*, Dong Joon Lee†

*Department of Radiation Oncology, Presbyterian Medical Center, Jeonju

†Department of Neurosurgery, Ilsan Paik Hospital, College of Medicine, Inje University, Goyang, Korea

The DICOM converter program of the Geant4 Monte Carlo simulation code for the application of radiotherapy was developed. We analysis the header part of the DICOM file and find various parameters, such as matrix size, pixel size, stored data bits, high bit, and padding values. Especially we evaluate every pixel value of the DICOM files. To conform the exact convert of the pixel values, we developed the verify program. As a result, the DICOM formats generated from difference CT vendors can be converted and verified for Genat4 calculations.

Key Words: Monte Carlo, Dicom, Radiotherapy, Geant4

서 론

최근 방사선 치료에서는 정위적 방사선 수술, 세기조절 방사선 치료 등이 활발하게 시도되고 있다. 이에 따라 이들 치료에서의 정확한 선량 계산을 위해 전산모사에 관한 연구가 여러 연구자들에 의해 다양하게 시도되고 있다.^{1,2)} 현재 국내에서 진행되는 전산모사 연구는 MCNP 코드를 이용하는 그룹과 Geant4를 이용하는 그룹으로 크게 양분되어 있다. 하지만 최근 들어 방사선 치료 분야에서 Geant4의 사용이 점차 증가하는 추세이다. 이들 전산모사의 연구에서 방사선과 물질과의 상호작용을 정확하게 계산하기 위해서는 인체 또는 팬텀으로 사용하는 물질의 기하학적 구조 및 구성 성분에 대한 기본 정보를 정확하게 기술하는 것이 필요하다. 이들에 대한 정보의 정확성이 결국 최종 계산되는 선량의 정확도를 결정한다 해도 과언이 아니다. 따라서 많은 연구자들이 전산모사를 시행하기 위한 기하학적 구조를 생성에 많은 노력을 기울이고 있다.^{3,4)}

최근 Geant4를 사용하는 그룹에서는 전산모사에서 일반적으로 사용하는 팬텀 대신 환자의 진단 영상인 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 파일을 이

용해서 기하학적인 구조를 생성하는 방법이 시도되고 있다.⁵⁾ DICOM 영상을 이용하면 인체의 해부학적 구조를 정확히 묘사할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 실제 DICOM 파일에서는 각 화소의 픽셀 값에서 이에 해당하는 HU (Hounsfield Unit)이 얻을 수 있는 유일한 정보이다. 다행히 이들 값에서 물질의 밀도로 변환하고 이들 밀도를 크기의 구간별로 물질을 할당하여 이용하는 기법이 개발되어 전산모사에 적용 하려는 시도가 이루어지고 있다. 하지만 DICOM 파일을 변환하는 과정에서 여러 가지 문제점으로 인하여 이를 이용한 전산모사의 실행에 어려움으로 작용하고 있는 상태이다. 이에 본 연구에서는 DICOM 파일의 변환에서 일어나는 문제점을 해결하여 Geant4를 이용하는 전산모사에서 DICOM 파일을 원활하게 이용할 수 있도록 하였다. 실제로 국내 각 병원에서 도입된 다양한 장비에서 얻어진 DICOM 파일의 파일 형식에 관계없이 모두 변환을 할 수 있는 방법을 모색 하였다. 이를 이용하면 정확한 인체 구조를 구현할 수 있어 다양한 부위의 모든 전산모사에 활용이 가능 하리라 생각된다.

재료 및 방법

DICOM 파일은 Fig. 1에 보인 것처럼 크게 두 부분으로 구성되어 있다. 첫 번째 부분은 각종 진료 정보와 파일의 생성에 관한 정보를 담고 있는 헤더 부분이다. 실제로 이 부분의 내용에서 DICOM 파일에 포함된 다양한 정보를 얻을 수 있다. 즉 매트릭스의 크기, 슬라이스의 정보, 픽셀의

이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2009-0078392, BAERI).

이 논문은 2013년 11월 26일 접수하여 2013년 12월 9일 채택되었음.

책임저자 : 이동준, (411-706) 경기도 고양시 일산 서구 대화동 2240

인제대학교 일산백병원 신경외과

Tel: 031)910-7730, Fax: 031)915-0885

E-mail: djlee@paik.ac.kr

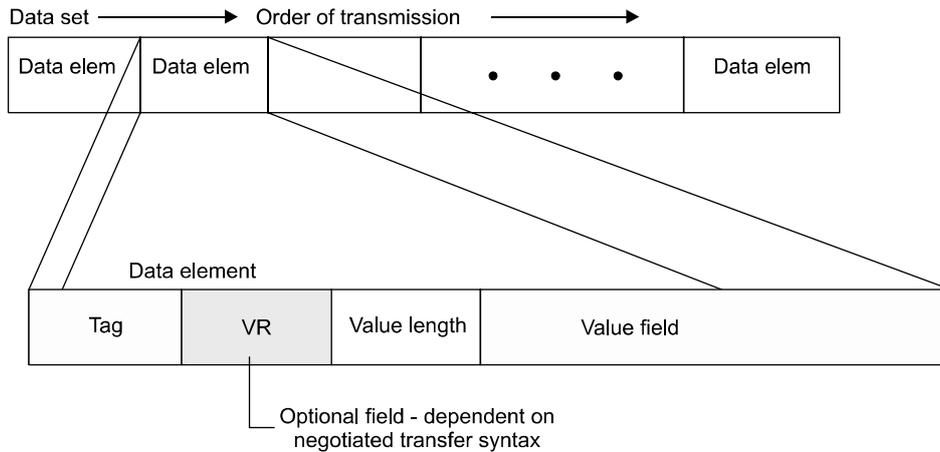


Fig. 1. Structure of the header part of the Dicom file.

크기, 12비트 또는 16비트의 사용 여부, 데이터 블록의 크기 등의 각종 정보를 헤더 부분에서 구할 수 있다. 두 번째 부분은 실제 화면을 구성하는 각 픽셀의 HU값을 저장한 데이터 부분이다. 이 부분의 수치 값을 취하여 밀도로 변환하도록 하였다. 각 픽셀의 HU값을 밀도로 변환하기 위해서는 교정 곡선을 구해야 하는데 이를 위해 Catphan 503 (The Phantom Laboratory, USA) 팬텀을 사용 하였다.

1. 헤더 정보의 획득

DICOM 파일에서 헤더 정보를 획득하는 방법은 기본적으로 Geant4 배포 판의 예제에서 제공한 알고리즘을 그대로 사용 하였다.⁶⁾ 여기에 실제 파일의 변환시 문제가 되었던 부분을 수정 하고 추가하였다. 먼저 가장 큰 문제점은 헤더 파인 부분을 전혀 인식할 수 없는 문제였다. 헤더 부분을 읽어 들이기 위해 할당된 데이터의 크기가 작기 때문 이었다. 국내의 각 병원에는 주로 GE 사, Philips 사, Siemens 사, Hitachi 사 등의 CT (Computed Tomography)가 설치되어 있다. 이들의 CT에서 만들어진 DICOM 파일에서 헤더 데이터를 획득하기 위해서는 헤더 데이터의 크기보다 큰 버퍼용량을 할당해야 한다. 헤더 데이터는 DICOM 파일이 만들어 지면서 생성되고 크기가 가변적이어서 정확한 크기를 확정 지을 수는 없으나 16 kb (킬로바이트) 이상으로 할당 하면 모든 변환이 정상적으로 이루어 졌다.

국내에 설치된 CT는 모두 기본적인 리틀 엔디언(little endian)이 적용되는 기종이어서 빅 엔디언(big endian)에 대한 처리는 생략 하였다. 하지만 Philips 사 CT의 DICOM 파일을 처리하면서 엔디언(endian)의 설정이 바뀌어야 2바이트를 되돌린 후 함께 포함해서 4바이트의 길이를 읽어야 정확한 값을 읽을 수 있는 경우도 있음을 확인 하였다. 이

러한 현상은 진단용 CT에서 발생 하였으며 치료용 CT-Sim에서는 정상적으로 읽을 수 있었다. 데이터의 처리에 있어서도 GE 사의 CT는 16비트를 사용하지만 Phillips 사의 CT는 12비트를 사용하면서 최상위 4개 비트는 사용하지 않았다. DICOM 파일에서 경우에 따라서는 최하위 4개 비트를 사용하지 않을 수도 있다. 따라서 이들의 차이에 따른 처리 루틴을 추가 하여야 했다. CT 스캔을 실행 할 때 FOV (Field of View)의 설정에 따라 데이터 영역이 직사각형인 경우 DICOM 파일로 저장 하면서 정사각형 형태로 만들기 위해 패딩값을 추가하여 규격화하기도 한다. 이들에 대한 처리에서는 패딩 값을 추가 여부를 헤더에서 검출한 다음 패딩 값을 찾아 이 값을 제거하도록 처리 하였다. 이러한 처리를 하지 않으면 실제 변환시 제대로 변환이 이루어지지 않거나 잘못된 밀도로 변환이 이루어진다.

2. 데이터 픽셀의 밀도 변환

헤더 부분의 끝은 7FE010이라는 헥사코드 값으로 주어지며 이때 읽어 들인 데이터 값이 픽셀 데이터의 바이트 크기가 된다. 이 부분의 위치를 정확히 찾아야 픽셀 값을 정확히 구할 수 있다. 픽셀값은 2바이트를 읽어 들인 후 리틀 엔디언의 경우 두 바이트를 서로 바꾸어서 구하도록 되어 있다. 따라서 이 위치의 선정이 잘못되면 전혀 엉뚱한 밀도 값으로 변환이 일어난다. Geant4의 배포 판의 예제에서 제시한 알고리즘은 여기에 치명적인 결함이 있다. 이를 실제로 실행해보면 정확한 픽셀 위치를 찾지 못할 뿐만 아니라 템플릿(Template)로 제공된 바이트 교환 루틴에서 교환 후 아스키(ASCII) 값으로의 변환이 제대로 일어나지 않았다. 본 연구에서는 이들에 대한 처리 알고리즘을 개발 하여 정확한 변환이 일어나도록 처리 하였다. 특히 픽셀 값

의 정확성 담보를 위하여 각각의 픽셀 값을 일일이 확인하였다.

DICOM 파일 중에는 아주 예외적인 경우로 데이터 부분이 압축되어 있는 DICOM 파일 형식이 있다. 이러한 파일은 확인 결과 JPEG 압축 알고리즘을 사용하였으며 데이터의 크기를 대략 절반 정도로 줄일 수 있었다. 이러한 파일은 주로 개인 병원의 DICOM 파일에서 발견할 수 있었다. 본 연구에서는 JPEG 압축된 DICOM 파일의 변환은 제외하였다.

픽셀 값에서 밀도로의 변환은 HU값을 -2,000에서 +2,000까지 12개 구간으로 구분하여 이에 해당하는 밀도 값을 표로 주어지고 이를 이용해 선형으로 계산하여 구하였다. 이 표는 위에서 설명한 Catphan 503을 사용 하였다. 이 교정 곡선에 대해서는 각각의 CT에 대해서 구해야 하며 향후 좀 더 자세한 논의가 필요 할 것으로 생각 된다. Table 1에 이번에 사용한 값을 보였다. 픽셀 값은 전산모사에서 사용할 압축률을 이용해 평균값을 구하였다. 압축률이 1인 경우는 각각의 픽셀 값을 그대로 사용하고 압축률이 2이면 옆으로 2개 픽셀과 바로 아래의 2개 픽셀, 총 4개 픽셀 값의 평균을 구해 사용 하였다.

상용으로 사용하는 치료계획 장치의 프로그램에서는 밀도를 기반으로 해서 선량계산을 하는 반면 전산모사에서는 인체의 각 구성 물질과의 상호 작용을 계산하기 때문에 각각의 픽셀에 물질을 할당해 주어야 한다. 하지만 픽셀에서 구한 밀도 값에서 물질을 할당하기에는 대단히 모호함이 있다. 여기에 DICOM 파일을 이용한 전산모사의 가장 큰 어려움이 있다. 이러한 이유가 DICOM 파일을 이용한 전산모사 연구가 부진한 한 원인이라고 생각한다. 따라서 이 부

분이 향후 집중적으로 연구 되어야 한다고 생각한다.

본 연구에서는 밀도에서 인체 내 물질을 할당할 때 밀도별로 10개로 나누면 실제 선량계산에 크게 무리가 없을 것이라는 ICRU Report 46을 인용하였다.⁷⁾ 물론 여러 가지 다른 구성 성분이라도 같은 밀도를 갖을 수 있다. 하지만 현재로써는 이 부분에 연구가 크게 미흡한 부분이다. 본 연구에서 사용한 밀도별 물질을 Table 2에 보였다. Geant4에서 DICOM을 이용하는 경우 같은 물질이라도 밀도를 세분화하여 계산 하도록 하는 루틴이 마련되어 있다.⁸⁾

3. 픽셀 데이터 값 변환의 확인

본 연구에서는 기존에 행했던 변환 과정에서의 시행착오를 방지하기 위하여 실제 픽셀 값과 읽어 들인 픽셀 값 그리고 변환된 밀도 값을 확인하는 프로그램을 제작 하였다. 실제로 한 슬라이스의 픽셀 값을 일일이 수작업으로 확인을 한 결과 엄청난 시간이 소요됨에 따라 프로그램으로 오류를 확인 하도록 처리 하였다. 수작업으로 확인한 작업은 결국 확인 프로그램의 검증 역할을 한 것이다.

프로그램은 델파이로 코딩을 하였으며 각 픽셀 값을 비교하여 디스플레이 할 수 있도록 하였으며 DICOM 파일의 변환으로 Geant4에서 사용 할 수 있도록 만들어진 중간 파일을 읽어 들여 DICOM 영상을 표시 할 수 있도록 하였다. 단순히 픽셀 값을 확인하기 위한 프로그램이기 때문에 메뉴에는 변환된 중간 파일을 선택할 수 있도록 하였고 주 화면의 이미지 표시 부분에는 각 압축률 별로 나타내는 버튼을 배치 시켰다. 화면 오른쪽에는 읽어 들인 데이터 값을 표시 하도록 배치하였다. 향후 이 프로그램은 전산모사 후 얻어진 선량 값을 이용하여 DICOM 영상에 등선량 곡선을 표시하도록 처리할 계획이다.

Table 1. Relationship between HU values and mass density of the materials on the CT image.

HU (hounsfield unit)	Density (g/cm ³)
-2,000	0.000
-1,000	0.010
-773	0.190
-516	0.490
-72	0.950
-34	0.980
-4	1.000
42	1.040
49	1.050
238	1.120
951	1.510
2,000	2.000

Table 2. Relation for the density and materials.

Density	Range (g/cm ³)	Material
0.	0.207	Air
0.207	0.481	Lungs (inhale)
0.481	0.919	Lungs (exhale)
0.919	0.979	Adipose
0.979	1.004	Breast
1.004	1.043	Phantom
1.043	1.109	Liver
1.109	1.113	Muscle
1.113	1.496	Trabecular bone
1.496	1.654	Dense bone

결 과

전산모사에서 DICOM 파일을 이용하여 계산을 하는 문제는 팬텀을 사용 하지 않고도 인체의 모든 장기와 모든 위치에서의 선량을 정확하게 계산 할 수 있기 때문에 오래 전부터 시도되어 왔었다. 하지만 DICOM 파일의 밀도 변환 문제와 이 밀도 값에서 물질을 할당하는 문제 때문에 많은

어려움을 느껴왔다. 본 연구에서는 정위적 방사선 수술의 전산모사를 시도하던 중 DICOM 파일의 변환이 시급함을 깨닫고 이에 대한 변환을 시도 하였다.

DICOM파일의 변환은 3단계로 이루어진다. 먼저 DICOM 파일의 헤더 부분을 변환하는 과정에서 화면에 표시해준다. 이 과정에서 실행 시 어느 정도 정상적으로 변환이 일어남을 추측 할 수 있다. 다음으로는 모든 픽셀의 값을 읽어 들인 후 주어진 압축률에 따라 밀도를 계산한 후 밀도

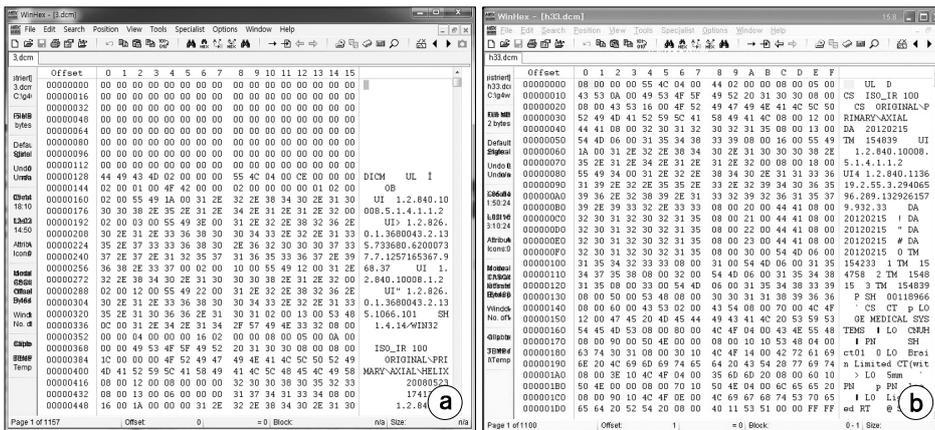


Fig. 2. Difference of header part of DICOM file.

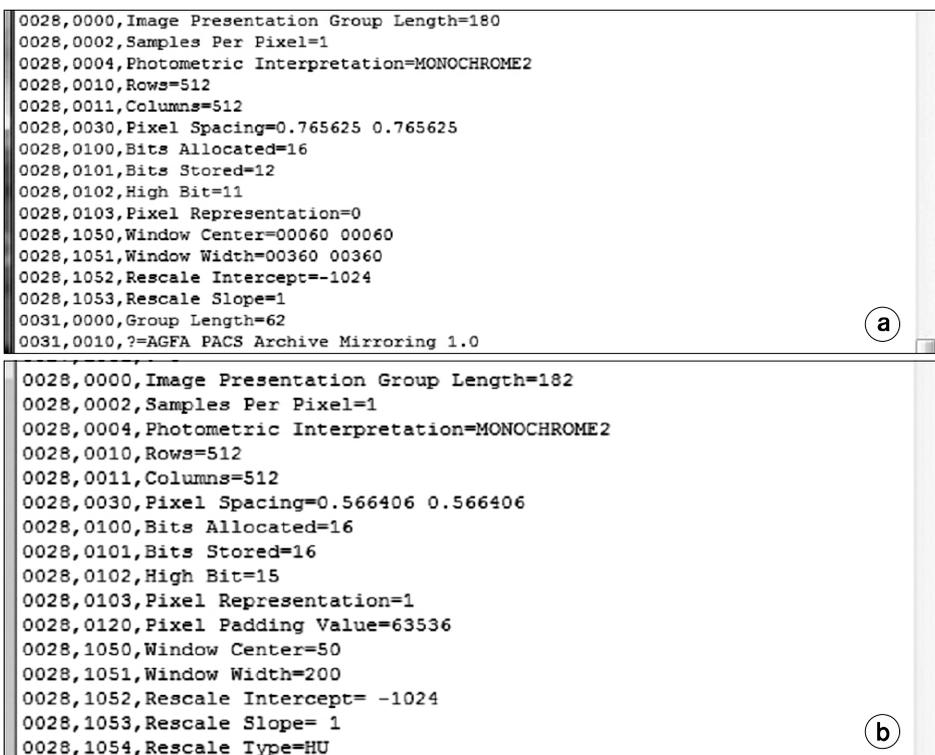


Fig. 3. Difference of bits stored. (a) bits stored=12 and High bits= 11 (b) bits stored=16 and high bit=15.

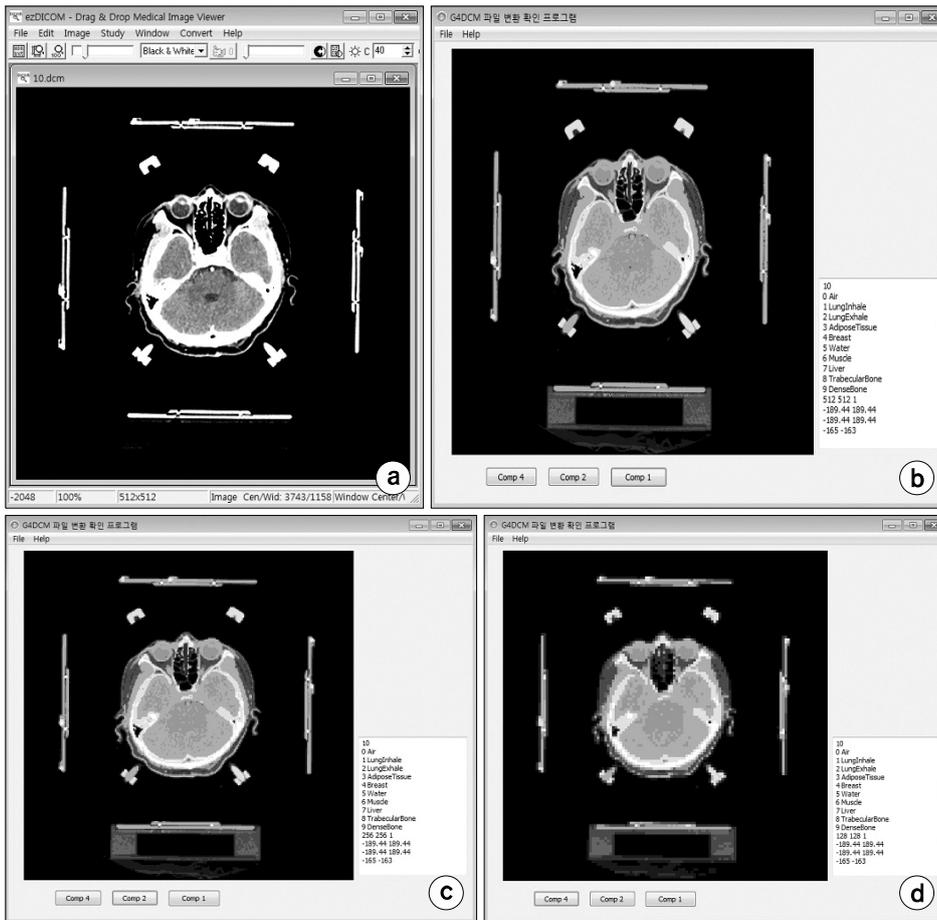


Fig. 4. Evaluation of converted meta files. (a) original DICOM file (b) compressed file (compression=1) (c) compressed file (compression=2) (d) compressed file (compression=4).

값에 해당하는 물질을 할당한 후 이 물질의 인덱스 값을 중간 파일에 저장 한다. 이때 밀도 계산은 주어진 교정곡선을 이용하여 선형으로 계산한다. 다음은 각 픽셀의 실제 계산된 밀도 값을 Geant4에서 사용하는 중간 파일에 저장한다. 이 중간 파일의 확장자는 g4dcm이며 일반 텍스트 파일의 형태로 저장된다.

Fig. 2에 GE와 Philipse사 CT의 DICOM 파일의 헤더 부분을 보였다. 정확하게 보이지 않지만 시작 부분의 차이에서 제작 회사별로 헤더의 구조가 다를 수 있다. 또한 헤더 정보에 의해서 제작 회사별로 데이터 비트의 사용량도 다를 수 있다. Fig. 3에 보였다. 헤더의 태그 0028 : 0101에 저장되는 비트수가 각각 12와 16을 보이며 태그 0028 : 0102에는 사용하는 최상위 비트가 각각 11과 15임을 보이고 있다. Fig. 4에는 계산된 픽셀 값을 확인하기 위해 개발한 프로그램에서 각각의 압축률별로 얻은 것을 원래 영상과 확인한 것이다. 압축률 1에서는 매트릭스 크기가 512×512이며 압축률 2에서는 매트릭스 크기가 256×256이고 압축률 3에서

는 매트릭스의 크기가 128×128임을 보이고 있다.

결 론

방사선 치료 분야에서 정위적 방사선 수술과 세기조절 방사선 치료의 기법이 활성화 되면서 정확한 선량계산의 방법으로 알려진 전산모사의 활용이 더욱 요구 되고 있다. 하지만 다양한 모양과 복잡한 인체 구조를 전산모사에서 구현하기가 어려워 그동안은 손쉽게 접근할 수 없었다. 환자의 진료 영상으로 흔히 사용하는 DICOM 파일을 이용하여 인체의 기하학적인 구조를 구현 하려는 시도가 여러 연구자들에 의해 이루어 졌지만 만족할 만한 결과를 얻지 못했다. 특히 Geant4의 배포 판에 포함된 변환 알고리즘의 구현 역시 실제 환경에서는 실행이 되지 않고 있다. 이에 본 저자들은 배포 판에서 제공된 알고리즘을 더욱 발전시켜 국내에서 사용하고 있는 대부분 CT의 DICOM 영상을 변환할 수 있도록 개발 하였다. 물론 밀도에서 물질을 할당하는

방식의 알고리즘은 향후 개선의 여지가 많이 있지만 현재 로써는 최선의 해결책이라 생각 한다.

본 연구에서는 Geant4를 이용한 전산모사에서 가장 중요한 인체의 기하학적 구조를 생성하기 위한 CT의 DICOM 파일의 변환에 대해 연구 하였다. 특히 국내에서 널리 이용하고 있는 모든 CT 영상을 변환 시킬 수 있도록 알고리즘을 개선하였다. 또한 실제 파일 변환의 모든 단계에서 정확하게 변환되는지 검증을 거쳐 확인을 하였다. 더욱이 각각의 픽셀 값의 변환의 경우 2바이트의 픽셀 값이 정확히 교환이 일어나는지를 확인 하였으며 이에 따른 밀도 변환의 정확성이 검증을 거치게 되었다. 따라서 이 변환을 이용하면 정위적 방사선 수술, 세기조절 방사선 치료, 3차원 입체조형치료 등 모든 방사선 치료 분야에서의 전산모사를 수행할 때 인체에 대한 기하학적 구조를 생성하기 위한 기본 자료로써 널리 사용 되리라 생각된다.

참 고 문 헌

1. Joh YG, Kim HD, Kim BY, et al: Calculation of energy spectra for electron beam of medical linear accelerator using GEANT4. Korean Journal of Medical Physics 22(2):85-91 (2011)
2. Park SH, Jung WG, Rah JE, Park S, Suh TS: Evaluation of the secondary particle effect in inhomogeneous media for proton therapy using Geant4 based MC simulation . Journal of Medical Physics 21(4):311-322 (2010)
3. Kimura A, Tanaka S, Aso T, et al: DICOM interface and visualization tool for Geant4-based dose calculation. Nuclear Science Symposium Conference Record 2005 IEEE Volume 2:981-984 (2005)
4. Agostinelli S, Allison J, Amako K, et al: Geant4 developments and applications. IEEE Transactions on Nuclear Science 53(1):270-278 (2006)
5. Kim BY, Kim HD, Kim SJ, Oh SA, Kang JK, Kim SK: Study on the 6MV photon beam characteristics and analysis method from medical linear accelerators using Geant4 medical Linac2 example. Journal of Medical Physics 22(2):79-84 (2011)
6. GEANT4 Collaboration Version Geant4 9.6.0: Geant4 user's guide for application developers. CERN (2013)
7. ICRU Report 46: Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction data for Body Tissues. International Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, MD (1992)
8. Agostinelli S, Allison J, Amako K, et al: Geant4 - a simulation toolkit. Nuclear Instruments and Methods A 506(3):250-303 (2003)

1. Joh YG, Kim HD, Kim BY, et al: Calculation of energy

방사선치료의 Geant4 전산모사를 위한 DICOM 변환 프로그램 개발

*전주 예수병원 방사선종양학과, †인제대학교 의과대학 일산백병원 신경외과학교실

강정구* · 이동준†

방사선치료의 선량계산을 위해 Geant4 기반의 전산모사를 실행할 때 필요한 응용 프로그램을 개발 하였다. DICOM의 헤더 부분을 분석하여 각종 파라미터를 구하였다. 특히 배포 판에서의 문제점을 모두 해결하기 위해 클래스를 새로 정의 하였다. 따라서 국내에 설치된 대부분의 DICOM 파일을 변환 할 수 있게 되었다. 픽셀 데이터의 변환 값을 확인하는 프로그램을 개발하여 정확성을 비교 하였다.

중심단어: 몬테카를로, 다이콤, 방사선치료, 지안트4