

Calculation of Dose Distribution for SBRT Patient Using Geant4 Simulation Code

Jeongku Kang*, Jeongok Lee[†], Dong Joon Lee[‡]

*Department of Radiation Oncology, Presbyterian Medical Center, Jeonju,

[†]Department of Radiology, Wonkwang Health Science University, Iksan,

[‡]Department of Neurosurgery, Ilsan Paik Hospital, School of Medicine, Inje University, Goyang, Korea

The Monte Carlo based dose calculation program for stereotactic body radiotherapy was developed in this study. The Geant4 toolkit widely used in the radiotherapy was used for this study. The photon energy spectrum of the medical linac studied in the previous research was applied for the patient dose calculations. The geometry of the radiation fields defined by multi-leaf collimators were taken into account in the PrimaryGeneratorAction class of the Geant4 code. The total of 8 fields were demonstrated in the patient dose calculations, where rotation matrix as a function of gantry angle was used for the determination of the source positions. The DicomHandler class converted the binary file format of the DICOM data containing the matrix number, pixel size, endian type, HU number, bit size, padding value and high bits order to the ASCII file format. The patient phantom was constructed using the converted ASCII file. The EGSnrc code was used to compare the calculation efficiency of the material data.

Key Words: Monte Carlo, dicom, SBRT, Geant4

서 론

정위적 방사선 수술(Stereotactic radiosurgery, SRS)¹⁾의 한 분야인 정위신체방사선치료(Stereotactic body radiotherapy, SBRT)는 작은 크기의 병변에 3 내지 4회까지의 분할로 많은 선량을 조사하는 치료 기법이다. 이 치료 기법은 작은 크기인 병변의 위치를 정확히 선정한 다음 작은 조사 면으로 병변에 많은 선량이 도달되도록 하되 정위적 방사선 수술과는 달리 3 내지 4회의 분할조사를 하기 때문에 많은 선량을 조사하는 부담에서 벗어나기 때문에 최근 많이 이용하고 있다. 특히 폐나 척추의 병변에 이용이 증가하고 있다. 이들 치료법은 일반적인 치료법에 비해 조사하는 선량이 크기 때문에 위치와 선량에 높은 정확도가 요구되고 있다.

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MISP) (NRF2009-0078392, BAERI).

Received 25 February 2015, Revised 5 March 2015, Accepted 8 March 2015

Correspondence: Dong Joon Lee (djlee@paik.ac.kr)

Tel: 82-31-910-7730, Fax: 82-31-915-0885

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

일반적으로 정위적 방사선치료나 IMRT의 경우 시술 전 치료계획의 선량과 선량분포의 확인이 필수적이다. 선량의 확인은 작은 조사면 측정에 유용한 다이오드 검출기나 작은 부피의 이온 검출기를 이용한 기준점선량 측정과 MatriXX나 MapCheck 같은 2-D array 장비를 이용하여 실행하고 있다. 하지만 작은 조사면의 선량 측정에는 아직도 많은 어려움이 있지만 실무에서는 미진한 대로 이를 수행하고 있다. 이에 저자들은 이를 보완하는 방안으로 전산모사를 수행하여 현재 다양한 방식으로 이루어지고 있는 전산화치료계획의 품질관리(Quality assurance of the treatment planning)의 표준을 마련하고자 하였다.

본 연구에서는 상세한 물질의 특성을 고려하여 입자 수송을 계산하기 때문에 방사선 치료 분야에서 활용이 급격하게 증가하고 있는 전산모사 방식에 의한 선량 계산 방법을 척추 환자의 정위신체방사선치료에 적용하여 병변 부위의 선량분포를 계산 하였다.²⁾ C++ 코드로 되어있는 Geant4를 기반으로 정위적방사선치료를 구현하였다. Geant4의 배포판에는 방사선 치료분야의 응용 프로그램 예도 함께 포함되어 있으나 실제로 이용하기에는 여러 가지 제약이 많아 그동안 활용이 저조한 편이었다. 이에 본 연구에서 구현한 프로그램과 적용한 방법들은 Geant4를 이용한 의료분야

연구의 표준으로서 다양하게 활용되리라 생각한다.

재료 및 방법

1. 전산모사 코드

현재까지 다양한 전산모사 코드가 물질속에서 전자와 광자의 수송을 모사하기 위해 개발되었다. 그 중에서 EGS4 계열과 MCNP 그리고 Geant4가 의학물리분야에 주로 사용되었다. 방사선치료분야에서 가장 광범위하게 사용된 것은 EGS 계열의 코드였다. EGS 사용자 코드인 BEAM 코드는 방사선치료용 선형가속기 헤드의 전산모사에 최적화되어 있다.³⁾ 이 코드를 이용하여 계산된 광자의 스펙트럼 자료가 국제원자력기구를 통하여 제공되고 있다. 이러한 전산모사의 결과는 정확성이 높은 장점에도 불구하고 계산 속도가 느려 실제 임상 치료계획 적용에는 어려움이 있다. 따라서 계산 시간의 단축을 통한 실용화를 위해 여러 컴퓨터에서 전산모사를 병렬로 계산하는 연구가 수행되었고 계산 효율 향상을 위해 방사선치료에 특정한 다양한 전산모사 코드들이 개발된바 있다. Kawrakow and Fippel에 의한 Voxel Monte Carlo (VMC), VMC++, XVMC등의 코드 개발로 임상에 직접 적용이 가능해졌다. 상업적으로 개발된 fast MC code (electron, photon)는 대부분 이들 연구그룹의 결과를 사용하는 것으로 알려져 있다.^{4,8)} 예를 들면 XVMC는 Monaco (CMS), PrecisePlan (Elekta), iPlan (BrainLab)에 사용되고 VMC++은 Eclipse (Varian Co., USA)에서 사용되고 있다. 본 연구에서는 공개된 몬테카를로 계산 코드로서 최근 의료 분야까지 응용 범위가 확장된 Geant4를 이용 하였다.

2. 치료기의 모델링

일반적으로 방사선수술등에 사용되는 장비는 Novalis (Brainlab, 독일)과 같은 전용 장비와 방사선치료에 사용되는 의료용 선형가속기에 micro-MLC를 장착하여 사용하는 2가지 경우가 일반적이다.²⁾ 이들 장비의 경우에 선량계산에 필요한 모든 인자들의 모델링은 경우의 수가 많아 실제 구현에 어려움이 있다. 따라서 일반 의료용 선형가속기를 표준으로 삼아 모델링 한 후 각각의 장비에 맞추어 MLC (Multi-leaf collimator)를 이용한 치료 조사면을 구현 하거나 국제원자력기구에서 모델별로 제공하는 스펙트럼 자료를 이용하고 있다. 본 연구에서는 치료계획시스템 구현을 위하여 단순히 이전 연구에서 획득한 스펙트럼 자료를 이용 하였다. 향후 국제원자력기구에서 제공하는 스펙트럼 자료를 이용한 계산 결과와 비교할 예정이다. 또한 스펙트럼 자

료에서 수학적으로 피팅으로 구한 다항식을 스펙트럼의 선원으로 사용하면서 이를 virtual MC라 부르고 있는 상용 방식 대신 스펙트럼 자료에서 각 에너지별로 확률밀도를 구한다음 이에 대한 누적 확률밀도로 바꾸어 시뮬레이션에 사용 하였다. 이 확률에 따르는 Photon Generator가 만들어 진다.

MLC의 모델링은 각 장비별로 다양하기 때문에 현재는 PrimaryGeneratorAction 클래스에서 치료 조사면을 구현한 다음 추후에 다시 개선하기로 하였다. 방사선은 MLC의 형태로 평행하게 조사하는 방식을 취하였다. 실제의 치료기에서는 점선원의 형태로 조사가 되지만 본 계산에서는 단순화를 위해 환자의 표면에 평행하게 조사되도록 하였다. 이 부분은 점선원 알고리즘을 도입하면 쉽게 해결될 것으로 생각하며 향후 연구에서 개선할 요소 중의 하나로 본다. 이들 계산에 사용된 입자 수는 단위 조사면 당 2억개를 사용하였다. 이들을 해당 필드의 세그먼트 수로 나누어 조사 하였다. 각 필드별 세그먼트 수는 iPlan 치료계획시스템 (Brainlab, 독일)에서 계산되어 나오기 때문에 이를 그대로 구현하였다. 각 필드별로 조사되는 선량은 모니터유닛 (MU)에 비례하기 때문에 전체 MU에 대한 필드별 MU의 비를 구해야 한다. 최종 계산에서는 여기에서 구한 전체 MU에 대한 필드의 MU의 비율로 가중치를 적용하였다.

갠트리 회전의 구현은 회전 매트릭스를 사용하여 선원의 위치를 회전시켰다. 다만 방사선 치료에서 사용하는 좌표와 Geant4에서 사용하는 좌표는 환자의 단층영상(Computed Tomography: CT) 자료를 이용하여 팬텀을 구성하는 방식 때문에 좌표상 y와 z가 바뀌어 있음을 염두에 두어야 한다. 또한 갠트리 회전은 각도가 증가 할수록 반시계 방향으로 회전이 이루어짐을 염두에 두어야 한다. 광자가 발생하는 선원의 위치는 역행렬을 이용하여 구할 수 있다.

3. 환자의 모델링

몬테카를로 시뮬레이션에 CT 자료를 이용하려는 시도는 오래전부터 있어왔다.^{9,10)} 다양한 코드에서 CT 영상을 사용하고자 하지만 그다지 간단한 문제는 아니었다. Geant4에서는 DicomHandler라는 파일을 사용 dicom 파일에서 매트릭스의 크기, 슬라이스 정보, 픽셀 크기, 픽셀의 HU값 등을 읽어 들인다. 또한 읽어 들인 정보 중 CT의 각 픽셀 값은 밀도로 변환한 다음 이 밀도에 해당하는 물질로 할당하여 전산모사에 사용할 텍스트 파일을 만든다. 픽셀의 HU값에서 밀도로 변환하기 위해서는 변환표가 필요한데 이 교정 곡선을 구하기 위해 Catphan 503 (The Phantom Laboratory)

Table 1. Compositions by fractional weight of the materials used in the BEAMnrc default method and their mass density ranges.

#	Material	ρ (gcm ⁻³) range	Fraction by weight													
			H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	Ar	K	Ca	Zn	
0	Air	0.044			75.5	23.2							1.3			
1	Lung	0.302	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2		0.2	0.3	0.3		0.2			
2	Soft	1.101	10.1	11.1	2.6	76.2										
3	Bone	2.088	4.72	14.43	4.2	44.61		0.22	10.5	0.32					20.99	0.01

Table 2. The treatment planning parameters for a patient in the iPlan system.

Object name	Object type	Dose/fraction	No. of fraction	Total dose	Normalization mode
Tumor L4	PTV	10.0 Gy	4	80.0%=40.00 Gy	93.5% covers 99.5% of target volume

팬텀을 사용하였다. Geant4 배포판의 예제에서 제공된 파일에서 변환 시 발생한 문제점을 해결하여 실행하였다. 특히 아스키 코드(ASCII code)를 읽어 hexa 코드(Hexa code)로 바꾸어 내는 루틴이 제대로 작동하지 못해 픽셀 데이터를 읽어내지 못한 문제를 해결 하였다. 시간의 절약을 위해 가로, 세로 2개씩의 픽셀을 합하여 하나의 복셀 값으로 변환 하였다. 이렇게 변환한 파일을 환자를 모델링하는데 이용하였다. 변환 파일의 복셀 크기와 숫자에 해당하는 복셀을 만들고 이 복셀에 CT의 밀도와 이 밀도 값에 해당하는 물질로 할당하였다. 이 물질로 할당하는 방법에 따라 결과 값에 차이가 생긴다. 일반적으로 Geant4는 복셀에 할당하는 물질을 ICRU report 46¹¹⁾의 권고에 따라 10개로 분류한 물질을 할당한다(Table 1). 하지만 본 연구에서는 Geant4에서 사용한 방식을 사용하지 않고 BEAMnrc 코드에서 사용한 변환 방식을 사용하였다.³⁾ 이 방법에서는 4가지 주요 인체 조직으로 물질을 적용하였다. 공기는 밀도가 0.044 g/cm³ 이하, 폐 조직은 0.044 g/cm³ 이상 0.302 g/cm³ 이하, 연조직은 0.302 g/cm³ 이상 1.101 g/cm³ 이하, 그리고 뼈는 1.101 g/cm³ 이상으로 할당 하였다. 실제 인체내 물질에 대한 변환 문제는 많은 어려움을 가지고 있다. 여러 가지 다른 구성 성분 일지라도 같은 픽셀값 혹은 밀도 값을 갖게 되기 때문이다. 이점은 향후 계속 연구를 해야 할 부분이라 생각한다.

환자의 모델링은 월드 좌표(World coordinate) 내에 CT의 픽셀 크기의 복셀을 구성하여 CT와 일대일로 대응하는 방식으로 구성 하였다. 갠트리의 회전은 선원의 위치 좌표 계산을 행하고 이 좌표에서 광자를 조사 하도록 하였다. 갠트리의 회전 조사시 CT에 나타나는 불필요한 테이블을 변환

Table 3. The field parameters for a SBRT patient.

Name	Depth equiv. (mm)	Abs. dose (Gy)	Rel. dose (%)	MU
IMRT Beam1	46.9	7.18	14.4	4,288.0
IMRT Beam2	119.8	5.07	10.1	4,076.0
IMRT Beam3	63.0	8.26	16.5	3,776.0
IMRT Beam4	52.4	8.16	16.3	3,848.0
IMRT Beam5	85.7	7.63	15.3	3,524.0
IMRT Beam6	111.2	5.88	11.8	3,620.0
IMRT Beam7	48.7	3.94	7.9	3,736.0
IMRT Beam8	77.4	6.74	13.5	3,992.0

된 파일에서 공기로 대체하여 계산하였다.

결 과

환자는 iPlan 치료계획 시스템을 이용하여 80% 등선량곡선에 40 Gy를 조사 하는 것으로 93.5%의 선량으로 목표 부피의 99.5%를 포함하고 4회 분할조사로 치료계획을 수립 하였다. 환자 치료에 대한 요약을 Table 2에 보였다. 또한 Table 3에는 각 필드별로 조사된 MU값을 각 필드별로 선량에 기여한 비율을 보였다. 방사선 조사는 각 필드별로 광자를 2×10⁸개씩 조사하여 계산한 후 CT의 각 슬라이스별로 출력된 자료를 엑셀을 이용하여 처리하였다. 이 작업은 아직은 자동화 되지 않아 계산에 상당한 시간이 소요되었다. 또한 필드별 MU에 비례한 가중치를 적용해야하기 때문에 추가로 시간이 소요되었다. 향후 이 부분의 처리에 좀 더 연구가 필요하다. 앞으로 Messenger 클래스를 이용하여

MU에 비례한 입자수를 입력할 수 있도록 연구를 진행하고 있다. 전산모사를 이용한 선량계산은 선량을 계산하는 주 프로그램 외에도 계산된 자료를 처리하는 유틸리티 프로그램도 많이 필요하다. 아직은 이에 대한 프로그램이 부족하여 대부분의 자료를 엑셀을 이용한 수작업을 병행하여 구하였다. Fig. 1과 2에 이번에 계산한 결과의 등선량곡선을 CT에 그린 것을 iPlan에서 실행한 치료계획의 캡처 화면과 비교하였다. 두 결과 사이에 아주 잘 일치함을 알 수 있다. 실제 각 좌표별 각각의 지점에 대한 값은 서로 차이가 발생하나 최대 선량점에 대한 상대적 표시인 등선량곡선은 아주 유사하게 나타났다. 이는 CT 자료를 이용하여 모델링할 때 시간을 절약하기 위해 압축률을 4로 하였기 때문에 $4^3=64$ 개의 CT 복셀이 하나의 복셀로 만들어 지기 때문이다. 이는 향후 좀 더 보완을 해야 할 부분이다.

계산이 끝난 후 자료처리에 여러 가지 시도를 하였다. 실제로 계산의 결과는 엄청난 수의 3차원 배열에 각 지점의 선량이 저장되어있다. 이들 자료를 좌표별로 또는 복셀별로 테이블을 만들어내는 과정에서 검색시간이 많이 소요됨

을 발견하였다. 가장 최선의 방법으로 THitsMap 클래스에 저장된 엄청난 자료를 CT의 슬라이스에 해당하는 구간별로 나누어 직접 저장하도록 하였다. 이렇게 함으로써 EndOfRunAction에서 실행되는 시간이 현저히 줄어들게 되었다.

Geant4에서는 실제 시뮬레이션을 실행 하면서 화면에 표시할 수 있는 기능이 있어 응용프로그램의 개발시 상당히 편리하다. 본 연구에서도 갠트리 회전 후 의도한대로 정확하게 동작하는지를 화면에 표시함으로써 검증하였다.

실제 환자의 RTP 치료계획에서 각각의 필드자료를 메신저로 입력 하도록 구현을 하고 있으나 이번 연구에서는 아쉽지만 시간이 촉박한 관계로 제외하였다. 향후 이 부분에 대한 연구를 계속 진행할 계획이다. 이 부분이 진행된다면 각 좌표 지점에서 측정값과 계산값 그리고 RTP의 치료계획에서 나온 값들을 직접 서로 비교할 수 있을 것이다.

리눅스에서 실행되는 Geant4 전산모사는 다중 스레드가 지원이 되나 윈도우에서는 이를 사용할 수가 없다. 하지만 최근의 컴퓨터의 CPU는 코어의 수가 4개에서 8개까지 증

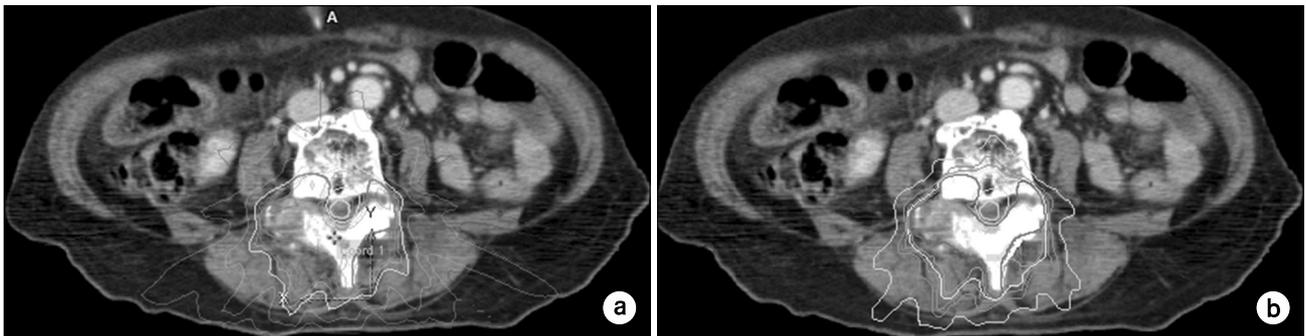


Fig. 1. The isodose distributions for the center slice of the CT data. (a) dose distributions from iPlan, (b) dose distributions in this study.

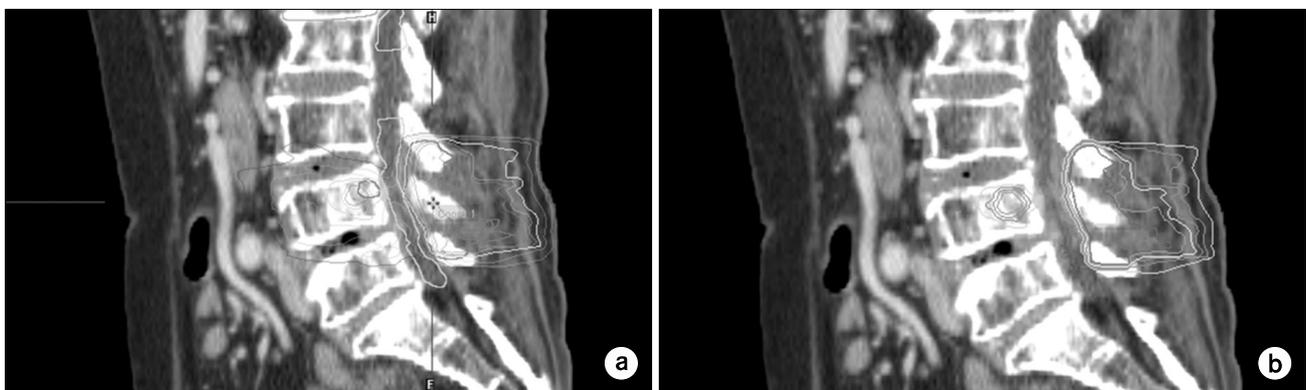


Fig. 2. Dose distributions of the lateral slices, (a) dose distributions from iPlan, (b) dose distributions in this study.

가하였다. 따라서 컴퓨터 한 대에서 최대 8개의 프로세스를 실행할 수가 있게 되었다. 이렇게 실행할 경우에는 난수 발생기의 시드를 각각 다르게 설정함으로써 조사 입자 수의 확장 효과를 얻을 수 있었다. 이 경우 많은 수의 입자를 실행시키는데도 실행 시간을 상당히 줄일 수 있었다.

고찰 및 결론

본 연구에서는 최근 방사선 치료분야에서 사용이 증가하고 있는 전산모사 방법을 정위신체방사선치료 환자에 실제로 적용하여 선량분포를 분석하여 보았다. 하지만 계산의 정확성으로 방사선 치료분야의 적용 요구는 크나 여러 가지 어려움 때문에 사용이 쉽지만은 않은 것이 현실인 상황이다. 이에 본 연구에서는 전산모사 방법을 정위신체방사선치료를 적용할 수 있도록 응용프로그램을 Geant4를 기반으로 사용하여 개발하였다. 이를 iPlan 치료계획 시스템으로 치료계획을 하여 실제로 치료한 환자에 적용하여 선량분포를 계산한 후 두 가지 방법의 차이를 비교하였다. 선량계산을 위해 사용된 선원의 스펙트럼은 이전 연구에서 수행한 결과를 이용하여 누적 확률분포로 바꾸어 사용하였다.

여러 방향에서 방사선을 조사하기 위한 선형가속기의 갠트리의 회전은 회전 매트릭스를 사용하여 역행렬을 구하고 이 역행렬을 이용하여 선원의 위치를 계산하였다. 한 개의 필드당 조사한 입자수는 2×10^8 개씩 사용 하였으며 8개 필드에 총 16×10^8 개의 입자가 사용되었다. 한 필드에서는 iPlan에서 생성된 세그먼트 모양대로 광자를 조사할 수 있도록 이들을 하나의 매크로 파일로 작성하여 실행하도록 하였다.

환자의 모델링은 전산모사에서 가장 어려운 부분이다. 최근에는 대부분의 코드에서 CT를 이용한 모델링 기법을 사용하고 있으나 Geant4에서는 제공된 예제도 불완전하여 정확한 변환이 이루어지지 않았다. 변환 자체에서부터 실행이 되지 않거나 픽셀값의 부정확한 밀도 변환이 이루어지고 있었다. 이에 본 연구에서는 이전 연구에서 수행한 결과를 바탕으로 새로운 파일로 다시 작성 하였다. 또한 Geant4에서 기본적으로 사용된 물질의 정의 방식을 택하지 않고 EGSnrc 코드에서 이용한 물질의 정의를 사용하였다. 이렇게 함으로서 Geant4 방식을 택한 때보다 계산 시간에서 약간의 향상을 보았다. 물질의 할당 문제는 계산 결과에 직접적인 영향을 미치기 때문에 향후 연구가 보강 되어야 할 것이다.

이번 연구에서는 환자의 치료계획의 자세한 정보를 전산모사 프로그램에 입력하여 각 지점의 선량을 계산하고 비교하여 보았다. 환자 모델링에서 복셀의 크기가 큰 관계로 두 결과 사이에 크게 차이가 나지 않는 결과를 얻었다. 하지만 전산모사의 결과 처리에 많은 수작업에 많은 시간이 소요되었다. 이는 전산모사의 계산과 더불어 생성된 자료의 처리를 위한 노력이 필요함을 알 수 있다. 향후 이 부분에서는 연구와 보완이 더욱 필요하리라 생각한다. 정위신체방사선치료를 적용된 응용프로그램으로 개발된 코드지만 MLC에 세그먼트 입력을 편리하게 입력할 수 있는 방법을 개선하면 IMRT의 계산에 범용으로도 사용될 수 있다. 이번에 개발된 응용프로그램은 방사선치료의 특수치료 분야에서 다양하게 이용될 수 있으리라 생각한다.

References

1. **Leksell L**: Stereotactic radiosurgery. *J Neurosurg Psychiatr* 46: 797-803 (1983)
2. **Kang JK, Lee DJ**: Development of Monte Carlo Code for the Dose Calculation of the Stereotactic Radiosurgery. *Progress in Medical Physics* 23(4):303-308 (2012)
3. **Rogers DWO**: BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 22(5):503 (1995)
4. **Fippel M, Laub W, Huber B, Nüsslin F**: Experimental investigation of a fast Monte Carlo photon beam dose calculation algorithm. *Phys Med Biol* 44(12):3039-3054 (1999)
5. **Fippel M, Kawrakow I, Friedrich K**: Electron beam dose calculations with the VMC algorithm and the verification data of the NCI working group. *Phys Med Biol* 42(3):501-520 (1997)
6. **Fippel M, Haryanto F, Dohm O, Nüsslin F, Kriesen S**: A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation. *Med Phys* 30(3):301 (2003)
7. **Fippel M**: Efficient particle transport simulation through beam modulating devices for Monte Carlo treatment planning. *Med Phys* 31(5):1235 (2004)
8. **Kawrakow I, Fippel M**: Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Phys Med Biol* 45(8):2163-2183 (2000)
9. **Schneider W, Bortfeld T, Schlegel W**: Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. *Phys Med Biol* 45(2):459-478 (2000)
10. **Kim HD, Kim BY, Kim EC, Yun SM, Kang JK, Kim SK**: Comparison of dose distributions for Hounsfield number conversion methods in GEANT4. *J Korean Phys Soc* 64(12):1912-1918 (2014)
11. **ICRU Report 46**: Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues, Bethesda, MD (1992)

Geant4 전산모사 코드를 이용한 SBRT 환자의 선량분포 계산

*예수병원 방사선종양학과, †원광보건대학교 방사선과, ‡인제대학교 의과대학 일산백병원 신경외과학교실

강정구* · 이정옥[†] · 이동준[‡]

정위체부방사선수술(SBRT) 환자의 선량분포를 계산하기 위해 전산모사 방식을 이용한 응용프로그램을 개발 하였다. 본 소프트웨어는 최근 이용이 활발하게 증가하고 있는 Geant4를 기반으로 개발 하였다. 환자에 조사하기 위한 광자선 스펙트럼은 이전 연구에서 구한 선형가속기 스펙트럼 자료를 사용하였다. 치료계획시스템과 유사한 조사면을 구현하기 위하여 PrimaryGeneratorAction 클래스에서 MLC 조사면 형태를 반영하도록 하였다. 본 연구에서는 8개 조사면에 대한 계산을 수행하였으며 이 때 갠트리의 각도는 PrimaryGeneratorAction 클래스에서 회전 매트릭스를 사용하여 선원의 위치를 변경하는 방법을 사용하였다. 환자에 대한 물질 자료는 CT의 dicom 파일에서 픽셀 크기, 매트릭스 크기 등의 정보와 픽셀의 HU를 밀도로 변환한 파일을 생성한 다음 이 파일을 이용 환자의 모델링에 이용 하였다. 환자의 물질 구성과 기하학적 자료의 입력에 있어 EGSnc 코드와의 비교를 통하여 계산의 효율성을 비교하였다.

중심단어: 전산모사, 몬테카를로, dicom, SBRT, Geant4