

<원저>

고 에너지 방사선치료 시 GEANT4-DICOM과 TPS간 선량비교 연구

곽근탁¹⁾·김양수¹⁾·권형철^{2,3)}·김정수^{2,3)}·이선영^{2,3)}¹⁾전북대학교병원 방사선종양학과·²⁾전북대학교 의과대학 방사선종양학과·³⁾전북대학교병원 의생명연구소A Comparative Study on the Dose of GEANT4-DICOM to TPS
for High-Energy Radiation TreatmentKwak Keun-Tak¹⁾·Kim Yang-Soo¹⁾·Kwon Hyung-Cheol^{2,3)}·Kim Jung-Soo^{2,3)}·Lee Sun-Young^{2,3)}¹⁾Department of Radiation Oncology, Chonbuk National University Hospital²⁾Department of Radiation Oncology, Institute for Medical Sciences,

Chonbuk National University Medical School

³⁾Institute of Clinical Medicine, Chonbuk National University-Biomedical

Research Institute, Chonbuk National University Hospital

Abstract Radiation therapy is one of the beneficial choices in the treatment of cancer. This is a comparison of TPS(Treatment Planning System) and GEANT4-DICOM, which should be preceded by the best radiation therapy. A treatment plan for prostate cancer was established with Eclipse and the point doses 366.1 cGy, 189.1 cGy, 213.4 cGy, 127 cGy, 105.7 cGy of any five prostate, bladder, rectum, right femoral head and left femoral head were identified. GEANT4-DICOM simulation showed that the results of Eclipse and $\pm 2\%$ dose error were confirmed. The monthly X-ray output agreement management value recommended by TG-142 is $\pm 2\%$, which means that the experimental results can be meaningful. In conclusion, GEANT4-DICOM is an infinite way to obtain more extended dose information once the time constraints are overcome in the simulation.

Key Words : Radiation therapy, GEANT4, TPS, Monte Carlo Simulation, Rando Phantom

중심 단어 : 방사선치료, 지안트4, 치료계획시스템, 몬테카를로 시뮬레이션, 인체모사팬텀

I. 서 론

현대의 방사선치료는 최소 40%의 암 환자 치료에 관여하고 있다[1]. 방사선치료는 종양 조직에 목적하고자 한 선량을 전달하고, 주변의 정상조직은 보호함으로써 부작용을 최대한 감소시킴으로써 가능한 한 종양에만 선택적으로 영향을 주고자 하는 치료기법이다. 방사선치료는 종양의 치료라는 목적론적 방법에서 외과적 수술, 항암 화학요법과 더불어 중요한 한 축을 담당하고 있으며, 이러한 방법들은 상호 보완적 측면에서 병행할 수 있다면 훨씬 더 나은 치료성적의 향상을 가져오게 된다.

이 중 방사선치료는 1950년대 고에너지 방사선치료기가 발명된 후 발전에 발전을 거듭하고 있다. 치료 원리는 핵산과 세포막에 방사선을 직접 전달하여 종양세포를 사멸시키거나 종양세포 사이즈의 축소를 가져와 암성통증을 완화시켜 주는 것이다. 방사선치료는 치료 중 피할 수 없는 장기의 선량 노출로 결정적 및 확률적 효과의 발달 가능성을 높일 수 있으므로[2] 선행 작업으로 정확하고 정교한 방사선치료 계획이 요구되어진다. 이는 방사선치료를 위한 일련의 준비 단계로 방사선치료를 시행함에 있어 치료 효과의 극대화와 부작용의 감소 측면에서 중요한 역할을 하는 과정이다.

방사선치료계획은 아주 간단한 알고리즘에서 몬테카를로

Corresponding author: Sun-Young Lee, Department of Radiation Oncology, Institute for Medical Sciences, Chonbuk National University Medical School, 20, Geonji-ro, Deokjin-gu, Jeonju-si, Jeollabuk-do, Republic of Korea / Tel: +82-63-250-1183 / E-mail: sylee78@jbnu.ac.kr

Received 24 August 2018; Revised 01 November 2018; Accepted 11 December 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

기반 알고리즘까지 다양한 치료계획 시스템에서 작은 필드의 모델링을 위한 다양한 계산 알고리즘이 존재한다[3]. 몬테카를로 시뮬레이션은 의학 물리학의 물리적 과정을 연구하기 위해 잘 정립된 방법이며[4] 최근에는 이런 몬테카를로 방식을 이용하여 치료계획을 수립하기 위한 방법이 다각도로 모색되고 있다[5-8].

이에 본 연구에서는 선형가속기의 선속자료를 활용해 몬테카를로 시뮬레이션의 한 종류인 GEANT4-DICOM 예제를 연구에 적용하기 위해 코딩을 수정 한 후 10 MV 고에너지 광자선을 이용한 전립선암 치료에 있어서 방사선치료 선량분포와 인체모사팬텀을 통한 치료계획 시의 선량비교를 통해 GEANT4-DICOM이 가진 방사선치료 시 선량비교의 잠재성을 확인하고 나아가 본 방법의 적용 가능성에 대해 살펴보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine)

DICOM 파일은 이미지 매개 변수를 포함하는 의료 이미지와 헤더 파일로 구성되며, 이 정보에는 의료 정보 시스템 간의 상호 운용성이 포함된다[9,10]. 이러한 DICOM 파일의 확장자명은 .dcm이다. 이 .dcm 파일을 GEANT4 시뮬레이션에 사용하기 위해서는 GEANT4에서 사용 가능한 .g4dcm 파일로 변환하는 과정이 필요하다[11]. 이는 CT 장비의 제조회사마다 코딩의 수정이 필요하며 파일 변환 시 이를 고려해 주어야 정확한 파일변환을 실행할 수 있다.

DICOM 파일에서 영상 정보의 각각의 pixel 값은 CT number값이다. 이 값을 GEANT4에서 이용하기 위해 physical density로 변환하는 과정이 필요한데 이를 위해 본 연구에 사용된 GE 사의 Lightspeed RT CT(Milwaukee WI, USA)를 이용해 Catphan 504 팬텀을 스캔한 데이터를 사용하였다. Catphan 504 phantom 내부에는 여러 가지 물질이 삽입되어져 있어 이 각각의 물질의 고유의 density값과 CT number인 Hounsfield Unit(HU)값의 상관관계로 CT Calibration curve(Fig. 1)를 구하였다.

2. 인체 모사 팬텀(Alderson Rando Phantom)

인체 모사 팬텀인 Alderson Rando Phantom은 실제 사람과 같은 모형으로 내부는 soft tissue, bone, lung으로 구현되어 있다. 팬텀은 가로 2.5 cm 두께의 슬라이스로 절

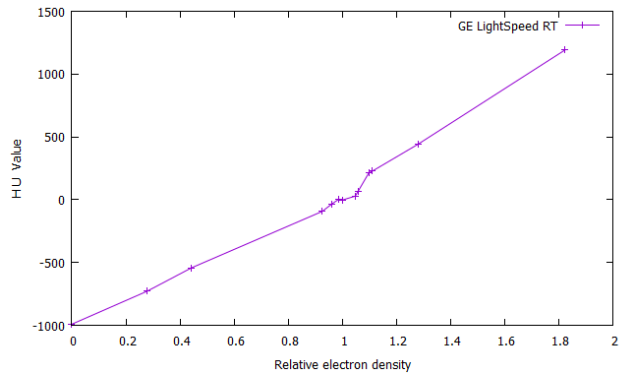


Fig. 1. CT Calibration curve

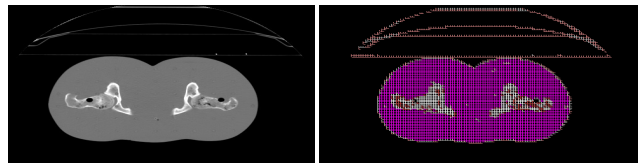


Fig. 2. dcm file in the Rando phantom pelvic CT (a) and g4dcm file converted to GEANT4 geometry (b)

단되어 있고, 각 슬라이스에는 TLD Houlder 핀으로 대체할 수 있는 뼈와 동등한 것과 연부조직과 동등한 것 또는 폐 조직의 동등한 핀으로 막힌 구멍이 있다. 스캔을 통하여 dcm 파일을 획득하였고, 이 파일을 시뮬레이션 구동에 필요한 g4dcm 파일로 변환(Fig. 2)하였다. 스캔 시 임의의 측정점인 방광, 직장, 전립선, 좌우 대퇴골 두의 5개 지점을 영상에서 위치를 확인할 수 있게 하였으며, 치료계획 수립에는 Eclipse(v10.)을 사용하여 전립선암의 방사선치료와 같은 Box 형태의 4문 조사를 수립하였다. 5개 지점이 비교 대상이 되며, 그 중 전립선은 치료의 목적이 되는 장기로 육안적 종양 체적(Gross Tumor Volume; GTV)으로 정하였다. 치료계획 선량은 하루 선량 1.8 Gy에 25회 분할치료를 실시해 총 선량은 45 Gy로 계획되어졌다.

3. GEANT4 (GEometry ANd Tracking)

GEANT4는 다양한 생체 의학 애플리케이션에 적합한 강력하고 다양한 시뮬레이션 툴킷이다[12]. 물리적 이론과 실험 결과를 바탕으로 입사 입자와 물질의 상호작용에 따른 에너지, 운동량, 경로 등의 상태 변화와 2차 입자들의 운동을 계산하고, 그 결과를 검출할 수 있는 시뮬레이션 프로그램으로 알려져 있다[13]. 치료계획의 구현과 실제 측정의 비교를 위해 GEANT4-DICOM 내 구현된 가상공간에서 빔 발생은 이전 Daryoush 등의 연구를 통해 획득되어진 스펙트럼 자료를 이용하였다[14]. 이 스펙트럼 자료는 본 연구에

Table 1. Photon fluorescence spectrum by energy section of varian clinac 10MV

E (MeV)	Varian (10MV)	E (MeV)	Varian (10MV)
0,250	0,181E-04(1,30%)	5,750	0,289E-04(0,66%)
0,500	0,845E-04(0,53%)	6,000	0,274E-04(0,68%)
0,750	0,109E-03(0,45%)	6,250	0,254E-04(0,70%)
1,000	0,111E-03(0,43%)	6,500	0,236E-04(0,73%)
1,250	0,111E-03(0,43%)	6,750	0,216E-04(0,74%)
1,500	0,109E-03(0,43%)	7,000	0,200E-04(0,77%)
1,750	0,102E-03(0,44%)	7,250	0,185E-04(0,80%)
2,000	0,949E-04(0,44%)	7,500	0,171E-04(0,83%)
2,250	0,879E-04(0,45%)	7,750	0,156E-04(0,87%)
2,500	0,813E-04(0,46%)	8,000	0,143E-04(0,90%)
2,750	0,750E-04(0,47%)	8,250	0,132E-04(0,92%)
3,000	0,689E-04(0,49%)	8,500	0,119E-04(0,99%)
3,250	0,635E-04(0,50%)	8,750	0,106E-04(1,03%)
3,500	0,588E-04(0,51%)	9,000	0,917E-05(1,08%)
3,750	0,542E-04(0,52%)	9,250	0,803E-05(1,17%)
4,000	0,500E-04(0,53%)	9,500	0,668E-05(1,28%)
4,250	0,465E-04(0,56%)	9,750	0,553E-05(1,39%)
4,500	0,430E-04(0,57%)	10,000	0,408E-05(1,64%)
4,750	0,396E-04(0,59%)	10,250	0,253E-05(2,03%)
5,000	0,364E-04(0,61%)	10,500	0,998E-06(3,21%)
5,250	0,342E-04(0,62%)	10,750	0,120E-06(9,21%)
5,500	0,318E-04(0,64%)	11,000	0,307E-08(57,74%)

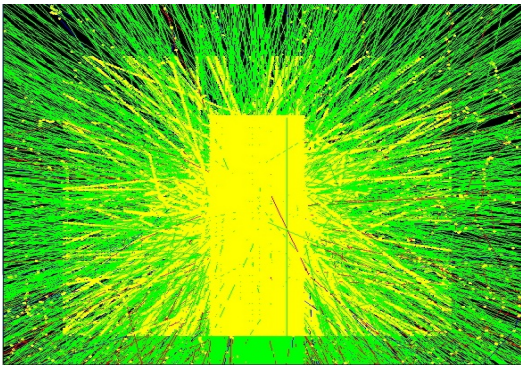


Fig. 3. GEANT4-DICOM image in progress

사용되어진 Varian사 Linac의 10 MV 자료(Table 1)이다. 시뮬레이션은 방사선 치료계획과 동일하게 실시하였고, 각각의 방향에 1×10^8 개의 입자를 생성하여 시뮬레이션(Fig. 3)을 진행하였다. 결과는 각각의 슬라이스별 복셀 넘버에 따른 흡수선량 값이 출력되도록 코드화하였다.

III. 결과

1. Eclipse와 GEANT4-DICOM의 깊이선량백분율

남성에 있어 주요 암 종 중 하나인 전립선암의 방사선치

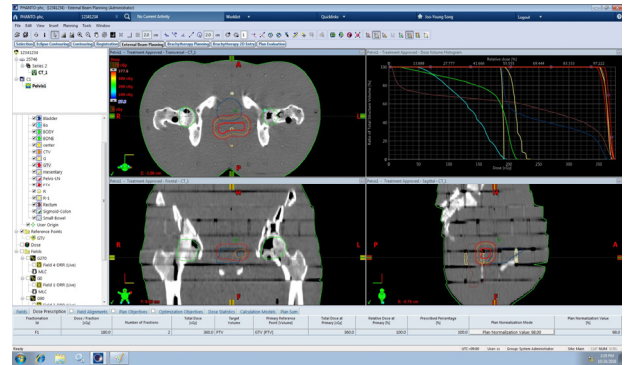


Fig. 4. Eclipse treatment planning image of the Rando phantom

료의 선량평가를 하고자 전립선암에 대해 일반적인 방사선 치료계획을 수행하였다. 전립선암의 방사선치료 시 선량평가를 위해 GTV를 전립선으로 지정하여 윤곽을 그렸고, 주위 정상 장기의 선량을 평가하기 위해 인접 장기인 방광, 직장, 우측 대퇴골 두, 좌측 대퇴골 두의 윤곽을 그려 선량비교를 실시하였다(Fig. 4). 하루에 1회 선량 1.8 Gy씩 25회 총 선량 45 Gy를 계획하였다. 방사선치료계획에서의 각 지점의 포인트 선량은 1회 선량인 1.8 Gy를 전달했을 경우 GTV인 전립선은 366.1 cGy, 방광 189.1 cGy, 직장 213.4 cGy, 우측 대퇴골 두 127 cGy, 좌측 대퇴골 두 105.7 cGy로 확인되었다. 방사선 치료계획 시스템인 Eclipse에서 구해진 깊이선량백분율과 GEANT4의 출력 값으로 구해진 깊이선

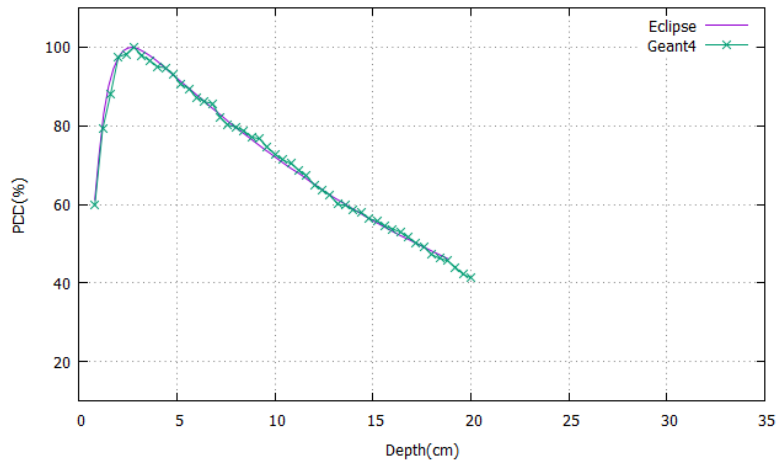


Fig. 5. Percent depth dose of Eclipse and GEANT4-DICOM

Table 2. Relative values based on the prostate and the dose of each part of Eclipse and GEANT4-DICOM

	Eclipse	Relative Value	GEANT4-DICOM	Relative Value
Prostate	366.1	1	47241×10^2	1
Bladder	189.1	1,9360	24322×10^2	1,9423
Rectum	213.4	1,7155	27415×10^2	1,7232
Rt. Femur	127	2,8827	16351×10^2	2,8892
Lt. Femur	105.7	3,4636	13608×10^2	3,4715

량백분율을 비교에선 모든 깊이의 선량구간에서 1% 내외의 오차를 보여주고 있다(Fig. 5).

2. Eclipse와 GEANT4-DICOM의 각 부위별 상대선량

GEANT4-DICOM, Eclipse의 결과 값을 GTV인 전립선의 선량을 기준으로 설정하고, 각 부위의 상대선량을 비교한 결과에서는 좌측 대퇴골 두와 우측 대퇴골 두를 비교한 상대선량은 거의 일치함을 확인할 수 있었고, 방광과 직장 상대선량이 1% 내외로 차이가 발생했음을 확인(Table 2)할 수 있었다.

IV. 고 찰

현대 사회에서 암의 치료는 인간의 수명연장과 높은 질의 생활을 영위함에 있어 중요한 문제의 하나로 인식되어 지고 있다. 이는 인간을 죽음에 이르게 하는 여러 요인 중 암이 차지하는 비율이 높아지고, 또한 의학의 발달로 인해 차츰 정복되어지는 암이 증가할 것이라는 가능성도 무시할 수 없는 인식 확대의 요인이다. 종래의 암의 치료는 직접적으로 암을 제거하는 수술적 요법이 가장 널리 적용되어져 왔으

며, 그 외로 암세포 각각에 영향을 주는 항암화학제제를 사용한 치료를 병행하거나 고 에너지의 방사선을 암세포에 직접 전달하여 암세포를 사멸시키거나 암의 크기를 감소시켜 암환자 일상의 질을 더 높여주는 방법을 채택 하여 암의 치료를 진행하고 있다. 암의 치료법 중 우리는 방사선치료의 측면에서 접근하기 시작했고, 방사선치료는 암의 치료에 있어 더 나은 선택지가 될 수 있음을 근래에 들어 더욱 획기적으로 보여주고 있다.

방사선치료 계획은 방사선치료에 앞서 치료로 인해 환자에게 돌아가는 이익과 피해를 예상해보는 과정으로 이는 다각도로 적용해 봄으로써 치료 후 예후에 도움을 줄 수 있다. 이에 입자의 상호작용에 더욱 폭넓은 확장이 가능한 몬테카를로 시뮬레이션의 적용이 논의 중이다. 본 연구에서 다루어진 GEANT4 뿐만 아니라 몬테카를로 시뮬레이션의 종류인 MCNP를 통한 Taghavi의 연구에서 측정 결과 받은 모든 선량의 10%가 감상선에 의해 흡수된 반면, MCNP 계산 결과 그 중 9% 만이 감상선에 의해 흡수되었고, 이는 측정값에 대해 1% 줄어든 것이라 확인하였다. 이는 본 연구의 기준 부위 설정 상대선량 비교에서 1% 내외의 결과 값과 비교해 신뢰할 수 있는 계산을 제공할 수 있음을 확인할 수 있었다. 또한 복잡한 해부학적 구조에 대해 입자 상호작용에서 3D 선량분포를 정확하게 계산하기 위해 유효하고 실용적인 방

법으로 밝혀졌다[15].

TG-142의 관리항목이 권고하는 값을 확인해보면 X선 출력의 일치도는 일일점검 시 비 세기변조 방사선치료, 세기변조 방사선치료, 정위적 방사선치료, 정위적 신체 방사선치료의 모든 항목에 관해 $\pm 3\%$ 를 권고하고 있으며, 이를 월간으로 기간을 늘렸을 경우에는 모든 항목의 값을 $\pm 2\%$, 광자선의 에너지 일치도 또한 $\pm 2\%$ 를 권고하고 있다[16]. 이는 본 연구에서 다루어진 비교에서 1%내외의 결과 값이 유의미한 값을 확인할 수 있다.

V. 결 론

본 연구는 몬테카를로 시뮬레이션의 한 종류인 GEANT4-DICOM을 이용한 선량정보 획득에 관한 연구이다. CT DICOM 파일을 통해 가상공간 내 빔 발생을 통하여 획득한 값을 좌표별로 출력하여 Eclipse와의 비교 연구를 진행하여 1% 내외의 결과를 도출하였다.

반 분석 알고리즘에 의해 제시된 한계에 대한 지식은 전리 방사선과 물질의 상호 작용에 관련된 물리 과정을 자세하게 다루기 때문에 선량 계산에서 몬테카를로 기술의 도입을 선호했다. 새로운 전자 및 광자 수송 매커니즘, 개선된 물리 모델 및 계산 시간의 현저한 감소와 같은 방사선 전달 핵심 영역의 몬테카를로 모델링에서의 몇 가지 진보는 이 기술의 광범위한 확산을 허용했다[17]. 종래의 선량 측정과는 다른 면을 보여주는 몬테카를로 시뮬레이션은 종래의 선량 측정의 형태에서 보여 지는 1차 입자에 의한 선량만을 측정하는 한계를 넘어 1차 입자에서 파생되어지는 무수히 많은 입자들의 궤적, 운동량, 종류, 에너지 등의 많은 정보를 확인할 수 있다. 전산수행 컴퓨팅 능력의 발전이 뒷받침된다면 더욱 많은 입자를 생성해 시뮬레이션을 진행할 수 있고, 이는 곧 더욱 빠르고 더욱 정확한 결과 값을 기대할 수 있다는 의미다. 현재는 몬테카를로 시뮬레이션이 연구목적으로 활용가치가 더 높지만 더 나은 확장성과 잠재성을 가지고 종래의 선량측정의 방법과 병행 되어 진다면, 더욱 확장된 선량 검증의 방법을 기대해 볼 수 있으리라 사료되어 진다.

REFERENCES

- [1] Murray LJ, Robinson MH. Radiotherapy: technical aspects. *Medicine*. 2016;44(1):10-4.
- [2] Mazonakis M, Damilakis J. Cancer risk after radiotherapy for benign diseases. *Physica Medica*. 2017;42:285-91.
- [3] Ortega JFC, Moragues S, Pozo M, Jose SS, Puertas E, Fernandez J, et al. A dosimetric evaluation of the Eclipse AAA algorithm and Millennium 120 MLC for cranial intensity-modulated radiosurgery. *Medical Dosimetry*. 2014;39(2):129-33.
- [4] Papadimitroulas P. Dosimetry applications in GATE Monte Carlo toolkit. *Physica Medica*. 2017;41:136-40.
- [5] Howell RM, Kry SF, Burgett E, Followill D, Hertel NE. Effects of tertiary MLC configuration on secondary neutron spectra from 18 MV x-ray beams for the varian 21EX linear accelerator. *Med Phys*. 2009;36:4039-46.
- [6] Kang SG, Jung GH, Ju RH, Jo BC, Oh DH, Kim SS, et al. A Monte Carlo Simulation for the Newly Developed Head-and-Neck IMRT Phantom : A Pilot Study. *Kor J Med Phys*. 2007;18:126-33.
- [7] Kim HK, Han SJ, Kim JL, Kim BH, Chang SY, Lee JK. Monte Carlo simulation of the photon beam characteristics from medical linear accelerators. *Radiation Protection Dosimetry*. 2006;119:510-513.
- [8] Kang SG, Ahn SH, Kim CY. A Study on Photon Dose Calculation in 6 MV Linear Accelerator Based on Monte Carlo Method. *Journal of radiological science and technology*. 2011;34(1):43-50.
- [9] Mildenerger P, Eichelberg M, Martin E. Introduction to the DICOM standard. *Eur Radiol*. 2001;12:920-27.
- [10] Bidgood WD, Horii SC, Prior FW, Van Syckle DE. Understanding and Using DICOM, the data Interchange Standard for Biomedical Imaging. *J Am Med Inform Assoc*. 1997;4:199-212.
- [11] Lee SH, Lee JS, Han SH. A Study on Absorbed Dose in the Breast Tissue using Geant4 simulation for Mammography. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2012;35(4):345-52.
- [12] Barca G, Castrovillari F, Chauvie S, Cuce D, Foppiano F, Ghiso G, et al. A powerful simulation tool for medical physics applications: Geant4. *Nuclear Physics B-Proceedings Supplements*. 2003;125:80-4.

- [13] GEANT4 Collaboration. GEANT4 developments and applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 2007;53:270-8.
- [14] Daryoush SB, Rogers DWO. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med Phys*. 2002;29(3):391-402.
- [15] Taghavi R, Mirzaei HR, Aghamiri SMR, Hajian P. Calculating the absorbed dose by thyroid in breast cancer radiotherapy using MCNP-4C code. *Radiation Physics and Chemistry*. 2017;130:12-4.
- [16] Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2009;36(9):4197-212.
- [17] Rodrigues P, Trindade A, Peralta L, Alves C, Chaves A, Lopes MC. Application of GEANT4 radiation transport toolkit to dose calculations in anthropomorphic phantoms. *Applied Radiation and Isotopes*. 2004;61(6):1451-61.